

Aus dem Institut für Klinische Radiologie der
Ludwig-Maximilians-Universität
München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h. c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

**Untersuchungen zum dosisneutralen Ersatz der
Projektionsradiographie (CR) in der Bildgebung der HWS durch
Niedrigdosis Multidetektor-Computertomographie (MDCT) - eine
experimentelle Studie**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Lindis Brummund
aus
Ötisheim

2017

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Ulrich Linsenmaier

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Dorothea Hermle

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Zsuzsanna Deák

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 23.02.2017

Für
Florian

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	7
1.1. Computertomographie.....	7
1.1.1. Prinzip der Computertomographie	7
1.1.2. CT-Gerät.....	8
1.1.3. Gerätegenerationen	8
1.1.4. Spiral-CT.....	10
1.1.5. Technik der Computertomographie.....	12
1.1.6. Strahlenexposition und Dosimetrie	18
1.2. HWS-Trauma.....	20
1.2.1. Epidemiologie des HWS-Trauma.....	21
1.2.2. Klassifikationen des HWS-Trauma	21
1.2.3. Klinik des HWS-Trauma.....	22
1.2.4. Diagnostik des HWS-Trauma.....	23
1.2.5. Bildgebung bei HWS-Trauma	23
1.2.6. Therapie des HWS-Trauma	29
1.3. Zielsetzung der Studie.....	30
2. Material und Methoden	32
2.1. MDCT	32
2.2. Phantomstudie.....	32
2.2.1. Catphan Phantom	32
2.2.2. CT-Parameter	34
2.2.3. Bewertung der Hochkontrast-Auflösung	34
2.3. Patientenstudie.....	35
2.3.1. CT-Parameter	35
2.3.2. Beurteilung der subjektiven Bildqualität	37
2.3.3. Schätzung der Dosis.....	38

2.3.5. Körperparameter	39
2.3.6. Statistische Analyse	41
3. Ergebnisse.....	42
3.1. Phantomstudie	42
3.2. Alderson Phantom.....	43
3.3. Patientenstudie.....	44
3.3.1 Beurteilung der subjektiven Bildqualität	45
3.3.2. Einfluss der Körperparameter auf die Effektivdosis.....	49
4. Diskussion.....	53
4.1. Interpretation der Ergebnisse	54
4.1.1. Phantomstudie	54
4.1.2. Patientenstudie	55
4.1.3. Schlussfolgerung.....	57
4.2. Literaturvergleich	57
4.2.1. Entwicklung der Bildgebung bei HWS-Trauma	57
4.2.2. CT kontra CR	59
4.2.3. Dosismanagement in der CT	60
4.2.4. Körperparameter	61
4.2.5. Phantom- und Kadaverstudien.....	62
4.3. Limitationen der Studie.....	62
4.3.1. Geringe Fallzahl.....	62
4.3.2. Totenstarre.....	63
4.3.3. Alderson Phantom	63
4.3.4. Bewertung der subjektiven Bildqualität	64
4.4. Ausblick.....	64
5. Zusammenfassung	66

6. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis.....	67
6.1. Abbildungen	67
6.2. Tabellen.....	67
7. Literaturverzeichnis	69
8. Danksagungen	75

1. Einleitung

1.1. Computertomographie

1.1.1. Prinzip der Computertomographie

Die Computertomographie ist eine moderne bildgebende Methode, die nach dem früher verwendeten Schichtaufnahmeverfahren, der Tomographie, benannt wurde, heute aber multiplanare Rekonstruktionen in allen Raumebenen ermöglicht. Sie ist eine der wichtigsten und sich am schnellsten weiterentwickelnden Technologien der radiologischen Diagnostik. Die Röntgentechnik geht dabei auf das Jahr 1885 zurück, der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm C. Röntgen. 1917 bewies der Mathematiker Johann Radon in einer wichtigen Veröffentlichung, dass die Verteilung von Material in einer Objektebene exakt berechnet werden kann, wenn eine unendliche Anzahl von Linienintegralen vorliegt (1). Im Jahre 1963 entwickelte Allan M. Cormack eine Methode zur Berechnung der Absorptionsverteilungen im menschlichen Körper auf Basis von Transmissionsdaten (2). Damit leistete er einen wesentlichen Beitrag zur Entwicklung der Computertomographie und erhielt im Jahr 1979 für seine Forschung den Nobelpreis für Medizin.

Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen können mittels der Computertomographie überlagerungsfreie Bilder hergestellt werden. Ein Röntgenstrahl tastet den Patienten entlang der z-Achse aus verschiedenen orbitalen Richtungen ab. Die Schwächung des Strahls durch den Körper wird von Detektoren erfasst und mit standardisierten geräteabhängigen Absorptionswerten prozessiert. Aus den so gewonnenen Rohdaten wird mit Hilfe komplexer Bildrekonstruktionsalgorithmen die lokale Röntgenabschwächung an jedem Punkt der untersuchten Ebene rekonstruiert. Es werden Volumendatensätze erzeugt, aus denen beliebige Schichtbilder rekonstruierbar sind. Diese bestehen aus einer Pixelmatrix, deren einzelne Bildpunkte die Volumenelemente, sogenannte Voxel, abbilden. Ein Voxel ist das Äquivalent eines Pixels im dreidimensionalen Raum. Die Z-Dimension des Voxels entspricht der Schichtdicke. Ist die Auflösung in allen räumlichen Ebenen gleich groß, so spricht man von einem isotropen Voxel. Durch die Bildrekonstruktion wird jedem Voxel ein Zahlenwert zugeordnet, der der Röntgenschwächung in diesem Voxel entspricht. Anhand dieser Daten erstellt der

Computer ein Bild unterschiedlicher Graustufen. Die gemessenen Dichtewerte werden in Hounsfield-Einheiten [HU] angegeben.

1.1.2. CT-Gerät

Ein Computertomograph besteht im Wesentlichen aus einer Scaneinheit, der sogenannten Gantry, mit Detektor, Röhre und Generator, einem Patiententisch, der sich in der Mitte der Gantry befindet, einem Hochleistungscomputer zur Bildrekonstruktion und einer Konsole zur Auswertung der Bilder. Die Röntgenröhre wird durch einen Hochspannungsschleifring mit Elektrizität versorgt. Mit Hilfe von Blenden, den sogenannten Kollimatoren wird die gewünschte Breite des fächerförmigen Röntgenstrahls eingestellt. Es befindet sich jeweils ein Kollimatorelement an der Strahlenquelle und an den Detektorelementen. Die durch den Körper abgeschwächten Röntgenstrahlen werden von Detektoren in elektrische Signale umgewandelt, die wiederum die Bildberechnung ermöglichen.

1.1.3. Gerätegenerationen

1.1.3.1. Erste Generation

Die erste praktische Anwendung eines Computertomographen wurde 1972 von G.N. Hounsfield durchgeführt und schnell als außerordentliche Innovation in der Radiologie betrachtet (3). Fabriziert wurden die ersten Geräte nicht von herkömmlichen Herstellern radiologischer Geräte, sondern von der britischen Elektronik-Firma EMI (4). Da EMI in den ersten zwei Jahren nach der Einführung ein Monopol auf CT-Scanner hatte, wurden die Begriffe EMI-Scanner und CT-Scanner damals synonym verwendet. Bei der ersten Generation von CTs wurde eine Röntgenröhre mechanisch mit einem Detektor verbunden, die dann einen einzelnen punktförmigen Röntgenstrahl aussendete. Röhre und Detektor bewegten sich um eine translatorische Achse, die einzelnen Aufnahmen entstanden durch eine Dreh- und eine Verschiebewegung. Die Geräte der ersten Generation nannte man deswegen auch Translations-Rotationsscanner. Der Detektor hatte zwei Detektorzeilen und die Akquisition einer einzelnen Schicht dauerte 5-6 min (5). Die Matrixgröße betrug $80 \times 80 = 6400$ Pixel und wurde aus 180 Projektionen mit je 160 Messwerten berechnet, so dass 28.800 Daten pro Aufnahme erzeugt wurden. Oft waren die Bilder unscharf, da durch die lange Dauer der Aufnahme Bewegungsartefakte entstanden (5).

1.1.3.2. Zweite Generation

Die CT-Geräte der zweiten Generation, die 1974 eingeführt wurden, waren ebenfalls Translations-Rotations-Scanner und funktionierten nach dem gleichen Prinzip wie die der ersten Generation, arbeiteten jedoch mit mehreren Detektoren und bereits mehreren gebündelten Nadelstrahlen, einem sogenannten Fächerstrahl. So konnte beispielsweise bei einem CT-Gerät mit drei Detektoren die Aufnahmezeit von sechs auf zwei Minuten reduziert werden. Generell kann man sagen, dass dadurch die Zeit zur Akquisition einer Schicht durch den Faktor $1/N$ minimiert werden konnte, wenn N die Anzahl der Detektoren war (6). Artefakte konnten verringert werden, da die Aufnahmen während der Atempausen aufgenommen werden konnten. Durch die translatorische Bewegung entstanden dennoch häufig Bewegungsartefakte. Daraus resultierte eine schlechte Bildqualität, weshalb sich diese Technik nicht durchsetzte und mit dem Aufkommen der dritten Generation von CT-Geräten verschwand. Die meisten Geräte der ersten und zweiten Generation waren reine Schädelscanner und wurden nur an ausgewählten, überwiegend akademischen, Institutionen eingesetzt.

1.1.3.3. Dritte Generation

Bei Scannern der dritten Generation, die 1975 entwickelt wurden, rotierten Röntgenröhre und Detektor synchron kontinuierlich um den Patienten, wobei der Detektor die gesamte Breite des Röntgenfächers abdeckte. Die Röhre bewegte sich nicht mehr in einer translatorischen Achse um den Patienten. Daher nannte man sie Rotate-Rotate-Scanner. Eine hohe Anzahl von Detektoren, 256 bei den ersten Modellen und mehr als 1000 in späteren Modellen, wurde genutzt, um eine ausreichende Menge an Messungen zu generieren. 1975 waren schon Aufnahmen mit einer Scanzeit von unter 5 s pro Schicht möglich, die sich bis heute auf weniger als 0,33 s verringerte (5). Damit konnten Bewegungsartefakte stark reduziert werden. Diese Technologie der dritten Generation wird bis heute noch bei fast allen Multidetektorsystemen eingesetzt.

1.1.3.4. Vierte Generation

1978 wurde eine vierte Generation, sogenannte Rotate-Stationary-Scanner, entwickelt. Die Detektoren waren fest in einem 360 Grad-Kreis um den Patienten angebracht und nur die Röntgenröhre bewegte sich um den Patienten. Es konnten Aufnahmen in 1 s Rotationszeit durchgeführt werden. Auch wenn die vierte

Generation von CT-Geräten erst relativ spät, in den 1990er Jahren, auf dem Markt erschien, gab es keine technischen Vor- oder Nachteile im Vergleich zu Geräten der dritten Generation. Durch das Aufkommen der Multidetektor-CTs verschwanden die Geräte der vierten Generation vom Markt (5).

1.1.3.5. Elektronenstrahl-Scanner

Da vor allem kardiale Untersuchungen eine sehr schnelle Bildakquisition erfordern, wurde in den 1980er Jahren ein weiteres CT-Verfahren entwickelt. Beim Elektronenstrahl-Scanner bewegten sich keine mechanischen Komponenten mehr und er machte es möglich, einzelne Aufnahmen innerhalb von 10-20 ms durchzuführen (5). Ein von einer Kathode emittierter Elektronenstrahl wurde von einem Target aufgefangen, das auf einem sich um den Patienten herum befindenden Kreis lag. Beim Auftreffen entstanden Röntgenstrahlen. Auch dieses Verfahren konnte sich im klinischen Alltag nicht durchsetzen, da man mit den modernen Multidetektor-CTs mittlerweile eine höhere Bildqualität bei niedrigerem technischem und finanziellem Aufwand erreichte (7).

1.1.4. Spiral-CT

Bei den frühen Spiralscannern war die Gantry noch durch Kabel mit Detektor und Röhre verbunden. Nach jeder 360 Grad Aufnahme musste die Untersuchung unterbrochen werden um den Tisch zurückzufahren und das Kabel wieder auf die Trommel aufzurollen. Dies führte zu enormen Zeitverzögerungen und die Bildqualität litt unter den durch die Verschiebung des Tisches entstandenen Bewegungsartefakten. Kleinere Läsionen wurden noch leicht übersehen, da sie sich durch die Atemlage bei aufeinanderfolgenden Schichten nie vollständig rekonstruieren ließen.

1.1.4.1. Einzeilen-Spiral-CT

Das Spiral-CT wurde 1989 von Willi A. Kalender eingeführt (7). Seit Mitte der 90er Jahre gilt es als Standard in der CT-Diagnostik und hat seither zahlreiche beeindruckende Innovationszyklen durchlaufen. Durch die neue Schleifringtechnik wurde eine kontinuierliche Rotation entlang der Längsachse (z-Achse) des Patienten möglich. Der Patient wurde nun nicht mehr schichtweise sondern spiralförmig abgetastet, was zu den synonymen Bezeichnungen Spiral- bzw. Helical-CT führte.

Durch diese Technik konnte zwischen den Aufnahmen Zeit gespart werden, so dass die Mehrzahl der Untersuchungen sich heute während einer einzigen Atemphase realisieren lässt. Das wiederum führt zu geringeren Bewegungsartefakten und der Eliminierung von Abtastlücken.

1.1.4.2. Multidetektor-CT (MDCT)

Ab dem Jahr 1998 wurden die ersten Multidetektor-CTs als Weiterentwicklung der Einzeiligen Spiral-CTs eingeführt. Sie verfügten anfangs über zwei und vier, dann über 16,20,30,40 und 64 im Jahr 2006, bis hin zu mittlerweile über 256 parallele physikalische Detektorzeilen (7, 8). Dabei werden mehrere Schichten simultan aufgenommen, wodurch die Aufnahmezeit und damit die Gefahr der Entstehung von Artefakten signifikant verringert, während die räumliche und zeitliche Auflösung dabei kontinuierlich verbessert wird (8). So können noch dünnere Schichten dargestellt werden und die räumliche Auflösung wird durch isotrope, in allen Ebenen gleich lange Voxel verbessert (9). Durch die Einstellung des Tischvorschubs wird eine Verkürzung der Scanlänge oder eine höhere Ortsauflösung in z-Richtung und in der Scanebene erreicht (10). Größere anatomische Volumina werden abgedeckt, was insbesondere bei Thorax- und Abdomenuntersuchungen hilfreich, und wichtig für die CT-Angiographie ist. Durch die dramatisch reduzierte Rotationszeit der Gantry, aktuell bis etwa 0.2 s, verbesserte sich die Röntgen- und Detektortechnik dramatisch und zeitliche wie räumliche Auflösung wurden kontinuierlich optimiert. Heute sind durch isotrope Voxel in allen Raumebenen multiple Rekonstruktionen in hoher Qualität möglich.

1.1.4.2.1. Dual Source CT (DSCT)

Der erste DSCT Scanner wurde 2005 von der Firma Siemens (Somatom Definition) entwickelt. Im Unterschied zu anderen CTs besitzt ein Dual Source CT zwei rotierende und um 90 Grad versetzte Röntgenröhren mit je gegenüberliegenden Detektoren. Dadurch kann die Rotationsgeschwindigkeit auf über die Hälfte reduziert werden. Die maximale Geschwindigkeit liegt bei 0.33 s pro Umdrehung, gleichzeitig verringert sich die zeitliche Auflösung auf unter 80 ms (11). Die beiden Röntgenröhren können mit zwei verschiedenen Spannungen betrieben werden. Dies führt dazu, dass aufgrund der unterschiedlichen Absorption von Röntgenstrahlen verschiedene Gewebe besser voneinander unterschieden werden können (12).

1.1.4.2.2. Dual Energy CT (DECT)

Im Gegensatz zu dem DSCT besitzt das DECT nur eine einzelne Röntgenröhre, deren Röhrenspannung während der Rotation zwischen zwei verschiedenen Energieniveaus wechseln kann, die so genannte KV-Switching-Technik. Schon in den 70er Jahren wurde das Prinzip des DECT vorgestellt, konnte sich aber, vor allem wegen langer Umschaltzeiten und daraus resultierender Bewegungsartefakte nicht durchsetzen (13). Die Firma General Electrics griff das Prinzip auf und stellte 2008 den High Definition LightSpeed CT750HD vor.

1.1.4.2.3. Detektorsystem

Der Detektor spielt bei der Computertomographie eine wichtige Rolle. Er wandelt die Röntgenstrahlen verschiedener Intensität in elektronische Signale um. Die Detektoren des CT sind parallel zur z-Achse ausgerichtet. Durch Längsteilung kann man 2-Zeilen-Scanner, oder durch weitere Teilung Scanner erhalten die aus mittlerweile bis zu 256 Zeilen bestehen. Es werden mehrere Detektorsysteme unterschieden. Bei Matrixdetektoren haben die Detektorreihen eine einheitliche Breite, adaptive Detektoren vergrößern die Breite der Detektorreihen von innen nach außen. Hybriddetektoren haben eine zentrale Gruppe von Detektorreihen, die halb so breit sind wie die äußeren Detektorreihen (10). Jeder Detektor besteht aus einem Festkörperelement, welches die absorbierten Strahlen in sichtbares Licht umwandelt. Verschiedene Materialien für die Detektoren, zum Beispiel Xenon, zeigen sich als sehr effektiv in der Verwertung der Röntgenstrahlen und verbessern dadurch die Bildqualität enorm. Einige moderne Detektorsysteme verwenden die aus dem digitalen Fernsehen bekannte High-Definition-Technik (HD), um die Bildauflösung weiter zu erhöhen.

1.1.5. Technik der Computertomographie

CT-Parameter lassen sich in Akquisitionsparameter- und Rekonstruktionsparameter einteilen.

1.1.5.1. Bilddatenakquisition

1.1.5.1.1. Kollimation

Die Kollimation beim MDCT wird durch die Konfiguration der Detektoren bestimmt. Je nachdem, wie viele Detektorreihen aktiv sind, kann eine unterschiedlich dicke

Kollimation eingestellt werden. Die Kollimation hat Einfluss auf die Ortsauflösung in der z-Achse, also in der Längsachse des Patienten. Wählt man eine dünne Detektorkollimation von < 0,5 mm, ist eine nahezu isotrope Ortsauflösung möglich. Dadurch können dünnere Schichten mit dünnerer Schichtkollimation rekonstruiert werden. Bei dem MDCT ist eine niedrige Detektor- und Schichtkollimation zum Standard geworden (10). Je nach diagnostischer Fragestellung und zu untersuchendem Organsystem ist es möglich, unterschiedliche Detektorkonfigurationen zu wählen. Befinden sich in einem Volumen unterschiedliche Strukturen, wird der Mittelwert der Strahlenschwächung, der keinem der Gewebetypen in diesem Volumenelement entspricht, gemessen. Dieses Phänomen wird Partialvolumeneffekt genannt. Da sich im Körper die meisten anatomischen Strukturen parallel zur Körperachse befinden und durch die axiale Schnittführung die Gewebegrenzen senkrecht angeschnitten werden, ist der Partialvolumeneffekt gering und man kann eine hohe Schichtkollimation wählen (14). Befinden sich die Strukturen allerdings schräg oder parallel zur Schnittführung sollte eine geringere Kollimation gewählt werden.

Bei MDCT-Geräten kann die Schichtdicke unabhängig von der Detektorkollimation gewählt werden. Dabei muss jedoch die Bedingung erfüllt sein, dass die Schichtdicke gleich oder größer ist als die Schichtkollimation. Die effektive Schichtdicke hängt zum einen von der Schichtkollimation ab, zum anderen aber auch vom Pitch-Faktor und dem Interpolationsalgorithmus (6, 10). Diese Faktoren werden im Folgenden noch beschrieben.

1.1.5.1.2. Tischvorschub und Pitchfaktor

Der Pitch beschreibt den kontinuierlichen Tischvorschub während einer Rotation. Der Pitch-Faktor bei der MDCT stellt das Verhältnis von Tischvorschub (TF) pro Rotation (N) zu Gesamtkollimation (SC) dar.

$$P = \text{TF} / (\text{N} \times \text{SC})$$

Pitch und Kollimation hängen folglich eng miteinander zusammen. Wird der Tisch bei einer bestimmten Kollimation und einem daraus resultierend hohen Pitch schneller bewegt, führt das durch die niedrigere Exposition zu einer Reduktion der Strahlenbelastung. Im Gegensatz dazu steigt die Strahlenbelastung bei langsamem Tischvorschub, folglich einem geringen Pitch und dünner Kollimation. Je höher der

Pitch, desto schneller wird eine bestimmte Körperregion während der Aufnahme abgebildet und die Strahlendosis, der der Patient ausgesetzt ist, sinkt. Durch die Wahl eines höheren Pitch werden allerdings Bewegungsartefakte generiert. Zugleich verschlechtert sich die räumliche Auflösung. Beim MDCT kann der Pitch zwischen null und zwei variieren, ohne dass Abtastlücken entstehen (15).

1.1.5.1.3. Röhrenstrommodulation

Der Röhrenstrom beschreibt die Strahlenintensität und verhält sich linear zur applizierten Dosis. Gemessen wird er in Milliampere (mA). Eine Reduktion des Röhrenstroms um 50% halbiert die Strahlenbelastung (16). In der Radiologie wird oft das Produkt aus Röhrenstrom (mA) und Belichtungszeit (s) verwendet, um die Strahlenbelastung des Patienten zu messen. Auch das Bildrauschen wird vom mA-Wert beeinflusst und sinkt mit steigendem mA-Wert.

Bei älteren CT-Geräten wurde die Strahlendosis für den Patienten vor allem durch die Höhe des Röhrenstroms bestimmt. Bei neueren Geräten wie einem 64-MDCT Scanner wird der Röhrenstrom von der sogenannten „automated tube current modulation“ (ATCM) kontrolliert und automatisch angepasst. Der Untersucher wählt einen Wert für das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs), der während einer Gantryumdrehung nicht überschritten werden soll. Je nach Größe und Beschaffenheit des untersuchten Bereichs, ändert sich der Röhrenstrom während eines Scans (17). ATCM-Protokolle führen im Vergleich zu festen mA-Protokollen zu einer Senkung der Strahlendosis, da sie sich automatisch an die Anatomie des Patienten anpassen (18). Mit dieser Technik ist eine Dosisreduktion von bis zu 50 % möglich (19).

1.1.5.1.4. Röhrenspannung

Die Röhrenspannung wird in Kilovolt (kV) gemessen. Die Maximalspannung, die eingestellt wird, bezeichnet man als Kilovolt Peak (kVp). Die Spannung bei einer Untersuchung kann variieren, überschreitet diesen Wert aber nicht. Die Wahl der Röhrenspannung bestimmt die Energie der Photonen in der Röntgenröhre. Mit zunehmender Photonenenergie nimmt die Durchdringungsfähigkeit der Strahlen zu, dabei unterscheidet man zwischen weicher und harter Strahlung. Die Schwächung der Strahlung erfolgt durch Absorption und durch Streuung. Mit hoher Energie können die Röntgenstrahlen das Gewebe besser durchdringen. Dabei erhöht sich

jedoch die Streustrahlung (Comptoneffekt), was ein geringer kontrastiertes Bild zur Folge hat (20). Zudem erhöht sich die Strahlenbelastung, da die Strahlendosis proportional zum Quadrat der Röhrenspannung ist. Wenn man die Röhrenspannung von 100 kV auf 120 kV erhöht, führt das zu einer Dosiszunahme von 53% (21). Durch niedrige Röhrenspannung hingegen, wird wegen der größeren Absorption und der geringeren Streustrahlung ein höherer Bildkontrast erzielt. Allerdings wird bei weicher Strahlung eine schlechtere Durchdringung des Gewebes erreicht. So führt niedrige Röhrenspannung zwar zu einem stärkeren Rauschen, aber auch zu einer geringeren Strahlenbelastung (16).

1.1.5.1.5. CT-Bild

Das CT-Bild besteht aus einer gitterförmigen, quadratischen Matrix mit einer Breite x und einer Länge y . Diese bildet sich aus 256×256 bis zu 1024×1024 Bildelementen, den sogenannten Pixeln. Je größer die Bildmatrix gewählt wird desto, besser wird die Abbildungsqualität.

Der CT-Wert beschreibt die Abschwächung des Röntgenstrahls in einem Gewebe. Aus den einzelnen CT-Werten entsteht ein Bild unterschiedlicher Graustufen. Sie werden in Hounsfield-Einheiten (HU) angegeben und liegen auf der von Godfrey Hounsfield eingeführten Hounsfield-Skala. Die Skala ist theoretisch nach oben hin offen, es hat sich aber ein Bereich von -1024 bis 3071 HU durchgesetzt (22). Bei -1000 HU liegt der Wert für Luft, bei 0 HU der Referenzwert für Wasser. Durch Festlegung eines Fensters kann ein Ausschnitt aus den gemessenen CT-Werten bestimmt werden, da das menschliche Auge nur 40-100 Graustufen unterscheiden kann. Bei der Fensterung kann eine Fensterweite, der Bereich von CT-Werten die angezeigt werden sollen, und die Fensterlage festgelegt werden. Wählt man die Weite des Fensters geringer, führt das zu einer Kontrastanhebung. Knochen haben je nach Dichte Werte von 500 bis 1500 HU. Darum wird für die Beurteilung von Knochen ein Fenster von 300 bis 2000 HU gewählt.

1.1.5.2. Bildrekonstruktion

1.1.5.2.1. Gefilterte Rückprojektion

Die gefilterte Rückprojektion ist ein Bildrekonstruktionsverfahren, das auf der Radon-Transformation beruht. Bei einer CT-Untersuchung wird der Röntgenstrahl durch den Körper unterschiedlich abgeschwächt. Die erzeugten Rekonstruktionen mit der einfachen Rückprojektion erscheinen jedoch unscharf. Um nun eine Annäherung an das Originalbild zu erhalten, erfordert es eine Rekonstruktion des Strahlengangs. Mit Hilfe einer Korrekturfunktion, der Faltung, wird der Kontrast angehoben, so dass die Bildschärfe zunimmt.

Der Faltungskern bestimmt den Charakter des Bildes durch das Verhältnis von Ortsauflösung zu Bildrauschen. Das Bildrauschen steigt mit höherer Ortsauflösung überproportional an. Bei hohem Rauschen nimmt die Kontrastauflösung ab. Bei der Untersuchung von Knochen empfiehlt es sich dennoch, einen hochauflösenden Faltungskern zu wählen, um den Kontrast innerhalb der Struktur zu erhöhen und feinste morphologische Veränderungen darstellen zu können.

1.1.5.2.2. Rohdateninterpolation

Bei einem Spiral-CT ist eine Bildrekonstruktion ohne Entstehung von Artefakten nicht möglich, da durch den kontinuierlichen Tischvorschub das erste Bild bei einer 360 Grad-Drehung nicht in der gleichen Ebene liegt wie das letzte Bild. Vor der Rekonstruktion der CT-Bilder ist deswegen eine Interpolation der Rohdaten erforderlich. Durch die Interpolation soll an einer bestimmten Stelle der z-Achse ein Datensatz von Projektionen entstehen, die in derselben Ebene liegen. Es können je nach Gerät verschiedene Interpolationsalgorithmen gewählt werden.

1.1.5.2.3. Rekonstruktionsinkrement

Durch die spiralförmige Datenerfassung ist es möglich, in jeder Position des erworbenen Datenvolumens axiale Bilder zu berechnen. Das Rekonstruktionsinkrement bestimmt den Grad der Überlappung zwischen zwei Schichten. Für die Befundung und Detektion kleiner Läsionen ist eine Überlappung von 20% der Schichtdicke ausreichend. Für die Multiplanare Rekonstruktionen (MPR) ist eine Überlappung von 50% ideal (9). Dadurch entstehen annähernd isotrope Voxel.

1.1.5.3. Bildnachverarbeitung

1.1.5.3.1. Multiplanare Rekonstruktion (MPR)

Multiplanare Rekonstruktionen sind Bilder, die aus einem sekundären Rohdatensatz axialer Bilddaten in einer beliebigen Ebene rekonstruiert werden. Dabei können sowohl sagittale und coronare, als auch schräge oder gekrümmte Rekonstruktionen produziert werden. Die Schichtführung wird an einer Arbeitsstation anhand eines Referenzbildes festgelegt. Durch gekrümmte Rekonstruktionen kann man zum einen Strukturen darstellen, die mehrere axiale Schichten kreuzen. Zum anderen kann man bei unklaren Befunden zusätzliche Bilder aus einem anderen Betrachtungswinkel erhalten. Diese Technik wird zum Beispiel klinisch bei der Gefäßdiagnostik als Centerline-MPR eingesetzt. Für die MPR sollte bei der Datenakquisition darauf geachtet werden, dass die Schichten bei möglichst geringer Schichtdicke überlappen, damit kleine Läsionen nicht übersehen werden (9, 23). Durch die Einführung der Spiral- und Multidetektortechnik und einer nahezu isotropen Bildgebung sind heute MPR von hoher Qualität möglich.

1.1.5.4. Artefakte

Artefakte sind Bildeffekte, die in rekonstruierten Bildern auftauchen ohne jedoch eine Entsprechung beim untersuchten Objekt zu besitzen.

1.1.5.4.1. Strahlenaufhärungsartefakte

Der Röntgenstrahl besitzt keine einheitliche Energie, sondern besteht aus Photonen verschiedener Energiestufen innerhalb eines Intervalls (24). Wenn der Strahl durch das Objekt tritt, wird die niederenergetische Strahlung im oberflächlicheren Gewebe absorbiert und die Energie des Strahls verstärkt sich. Man spricht dann von einer Aufhärtung des Röntgenstrahls die rechnerisch korrigiert werden kann. Diese Korrektur setzt voraus, dass das Objekt nur aus einer Substanz, in den meisten Fällen Wasser, besteht. Ist das nicht der Fall und der abzubildende Gegenstand setzt sich aus verschiedenen Substanzen zusammen, so treten Aufhärungsartefakte auf. Diese Artefakte imponieren als hypodense Zonen (25).

1.1.5.4.2. Photon-Starvation-Artefakte

Wenn die Photonen durch das Gewebe stark abgeschwächt werden kann das zu Streifenartefakten führen. Dies ist vor allem im Bereich des Beckens und der

Schultern ein häufig zu beobachtendes Phänomen. Durch die starke Abschwächung des Röntgenstrahls erreichen nicht genügend Photonen die Detektorelemente und in den Projektionen entsteht ein hohes Rauschen. Durch den Rekonstruktionsprozess wird das Rauschen weiter verstärkt und auf den Bildern treten horizontale Streifen auf. Durch eine Erhöhung des Röhrenstroms können Photon-Starvation-Artefakte minimiert werden, jedoch wird der Patient dabei einer hohen Strahlenbelastung ausgesetzt. Um dieses Problem zu überwinden, wurde die Technik der automatischen Röhrenstrommodulation entwickelt (16).

1.1.5.4.3. Bewegungsartefakte

Bewegt sich der Patient während der Untersuchung, werden die CT-Daten nicht korrekt erfasst und im rekonstruierten Bild können Artefakte in Form von Streifen oder Schatten entstehen. Die nach und nach immer kürzer gewordenen Rotations- und Untersuchungszeit konnte solche Artefakte minimieren.

1.1.5.4.4. Metallartefakte

Metallgegenstände können durch ihre hohe Dichte zu schweren Streifenartefakten führen. Um das zu vermeiden, werden die Patienten gebeten Metallgegenstände wie Schmuck und Uhren vor der Untersuchung abzulegen. Meistens jedoch werden die Artefakte durch metallische Zahnfüllungen und Implantate im Bereich des Kiefers hervorgerufen die nicht entfernt werden können. Durch eine Erhöhung der Röhrenspannung und die Verwendung einer speziellen Software ist es zum Teil möglich, diese Artefakte zu reduzieren (24).

1.1.6. Strahlenexposition und Dosimetrie

1.1.6.1. Effektive Dosis

Die Bewertung gesundheitlicher Schäden durch Röntgenstrahlung beruht auf der Annahme, dass die Wahrscheinlichkeit für den Eintritt einer Schädigung sich direkt proportional zur Strahlenbelastung eines spezifischen Organs oder Gewebes verhält. Mit der effektiven Dosis, die man in Millisievert (mSv) angibt, wird diese Wahrscheinlichkeit stochastischer Strahlenschäden unter Berücksichtigung der Empfindlichkeit verschiedener Organe gegenüber Röntgenstrahlung berechnet. Diese Empfindlichkeit wird mit Hilfe eines gewebespezifischen Wichtungsfaktors

berechnet. Um die effektive Dosis zu bestimmen, werden die Organdosen mit den jeweiligen Wichtungsfaktoren dieser Organe multipliziert (26).

Die einzelnen so gewichteten Organdosen werden summiert und ergeben die Effektivdosis. Mit Hilfe eines einzigen Zahlenwerts kann so die Strahlenbelastung verschiedener Röntgenuntersuchungen verglichen werden (9).

1.1.6.2. Computertomographie-Dosis-Index (CTDI) und Dosis-Längen-Produkt (DLP)

Mit dem CTDI lassen sich verschiedene Scanprotokolle und Scannertypen miteinander vergleichen. Der CTDI wird in Milligray (mGy) angegeben und beschreibt die applizierte Strahlendosis eines einzelnen axialen Scans, normiert auf die Breite der Schichtkollimation. Der CTDI wird definiert als:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz \quad (27)$$

Dabei wird auch die Streustrahlung berücksichtigt. Um die Länge der Messung zu standardisieren wurde der CTDI₁₀₀ eingeführt. Der CTDI₁₀₀ wird mit Hilfe eines 100mm langen Stabdosimeters gemessen, das parallel zu den untersuchten Phantomen positioniert wird. Meistens werden dabei zwei standardisierte Phantome aus Plexiglas verwendet, um Schädel und Rumpf zu simulieren. Der gewichtete CTDI_w wird definiert als die mittlere Dosis im gemessenen Phantomquerschnitt und wird aus der Summe von zentralem und peripherem CTDI berechnet. Die Beobachtung, dass der Pitch beim Spiral-CT bei höherer Dosis abnimmt, führte zu einer neuen Definition, dem Volumen-CTDI (CTDI_{vol}), definiert als CTDI_w dividiert durch den Pitch.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / P \quad (28)$$

Der CTDI_{vol} beschreibt die Dosis in einem Scanvolumen bei einem bestimmten Scanprotokoll und einem standardisierten Phantom.

Multipliziert man den CTDI mit der Anzahl der Schichten n und der Schichtbreite h, erhält man das Dosis-Längen-Produkt (DLP).

$$DLP = CTDI \cdot n \cdot h \quad (28)$$

Das DLP wird in mGy*cm angegeben und dient als Maß für die gesamte Strahlenbelastung eines Patienten während einer Untersuchung.

1.2. HWS-Trauma

Seit der Einführung der Computertomographie in den 1970er Jahren durch Hounsfield und Cormack steigt die Anzahl der durchgeführten CT-Untersuchungen in allen Teilen der Welt stetig (29, 30). Es wird geschätzt, dass derzeit allein in den USA mehr als 62 Millionen CT-Aufnahmen pro Jahr durchgeführt werden und diese dort für mehr als die Hälfte der Kollektivdosis verantwortlich sind. Die effektive Äquivalentdosis pro Kopf, verursacht durch medizinische Exposition, stieg zwischen 1984 und 2006 um 600%, von 0,54 mSv auf 3,0 mSv (31). Auch wenn der größte Teil dabei durch die CT verursacht wird, kann man sich die moderne Medizin ohne diese Art der Bildgebung nicht mehr vorstellen. Mit dem steigenden Gebrauch der CT wachsen die mit Röntgenstrahlung assoziierten nachteiligen Auswirkungen auf die Gesundheit, und das trotz der Einführung neuer Technologien in diesem Bereich (16). Eine große Sorge stellt das im Zusammenhang zur Strahlenexposition stehende und sich mit jeder weiteren Exposition vergrößernde Risiko, an Krebs zu erkranken, dar (32-34). Deswegen ist es wichtig, den Nutzen einer Untersuchung immer im Verhältnis zur möglichen Strahlenbelastung des Patienten zu sehen und klare Indikationen zu stellen (35).

Die beschriebene Entwicklung der letzten Jahre trifft auch auf die Diagnostik bei einfachem und multiplem HWS-Trauma zu. Zum Ausschluss einer HWS-Fraktur nach Trauma war bis vor einigen Jahren die CR Mittel der Wahl, wurde aber vor allem wegen dessen höherer Sensitivität bei der Diagnostik von Wirbelkörperfrakturen von der CT ersetzt (36-49). Bei Polytraumata wird schon seit vielen Jahren die Computertomographie als Goldstandard der Bildgebung gesehen. Der unverzügliche Ganzkörper-CT-Scan (Whole-Body-CT) ist wegen der hohen Sensitivität bei polytraumatisierten Patienten vor allem in der frühen diagnostischen Phase sehr wichtig geworden. Frakturen und Blutungen können dadurch zügig und verlässlich entdeckt und dadurch eine erhöhte Mortalität und Morbidität minimiert werden (39, 50-53). Dies gilt vor allem auch für okkulte Frakturen der HWS.

1.2.1. Epidemiologie des HWS-Trauma

Die HWS-Verletzung ist eine der häufigsten Komplikationen bei stumpfem Trauma und stellt eine erhebliche sozioökonomische Belastung dar. Obwohl das HWS-Trauma häufig vorkommt, ist die Wahrscheinlichkeit einer ernsthaften Verletzung der Halswirbelsäule mit einer gesamten Inzidenz von 2-3 % nur gering (54, 55). Am Häufigsten werden HWS-Traumata durch Verkehrsunfälle ausgelöst, typische Mechanismen sind Beschleunigungsverletzungen durch einen Auffahrunfall von hinten oder Sturz mit dem Motorrad. Ungefähr 5-10% der Patienten, die nach einem Motorradunfall bewusstlos in die Notaufnahme kommen, haben eine signifikante Verletzung der HWS (56). Daneben kommen auch verkehrsunabhängige Ursachen in Frage, wie Schlägereien, Sturz oder Sprung ins flache Wasser. Nach der Richtung der einwirkenden Kräfte werden Hyperflexion und Hyperextension unterschieden. Dazu kommen translatorische Bewegungen und axiale Druck- und Zugkräfte (57). Bei Verkehrsunfällen sind etwa genau so häufig Insassen des Fahrzeuges wie Fußgänger betroffen. Bei den Betroffenen wird in 8,2% der Fälle die HWS verletzt.

Demetriades et al. haben in einer Studie gezeigt, dass bei Patienten mit einem GCS von 13 bis 15 die Inzidenz des HWS-Trauma bei 1,6 %, bei einem GCS von 9-12 bei 6,8 % und bei einem GCS von < 8 bei 10,2 % liegt (55). Von den Verletzungen waren 85,6 % Frakturen, 10,6 % Subluxationen ohne Fraktur und 3,8 % isolierte Rückenmarksverletzungen. Verletzungen der Bänder und arteriellen Gefäße treten selten allein auf, sondern kommen meistens in Kombination mit Frakturen der Wirbelkörper vor (58, 59). Nur bei 19% der Patienten mit einer Wirbelkörperfraktur der HWS sind auch die Arterien betroffen (59).

Die Hälfte der Verletzungen findet auf der Ebene C6/C7 statt und ein Drittel der Frakturen der HWS geschieht auf der Höhe von C1-C3. Die restlichen Verletzungen verteilen sich auf andere Ebenen der HWS (56).

1.2.2. Klassifikationen des HWS-Trauma

Es gibt unterschiedliche Einteilungen von HWS-Traumen die sich nach dem klinischen Beschwerdebild richten. Am Gebräuchlichsten sind die Einteilungen nach der „Quebec Task Force“ WAD (Whiplash Associated Disorders, Tabelle 1) und Erdmann (Tabelle 2) (60, 61). Beide Einteilungen gelten nicht für polytraumatisierte

Patienten. Für sie wird ohnehin ein sofortiger Ganzkörperscan empfohlen, der auch die HWS abdeckt und Frakturen darstellen kann.

Schweregrad	Klinisches Erscheinungsbild
0	keine Beschwerden, keine Symptome
1	Beschwerden wie Nackenschmerzen, Nackensteife
2	Grad 1 und Muskelverspannung, Bewegungseinschränkung, Muskelhartspann
3	Grad 2 und objektive neurologische Befunde
4	Grad 3 und Fraktur(en) oder Dislokation(en)
	Symptome und Störungen wie Taubheit, Schwindel, Tinnitus, Kopfschmerzen, Amnesie, Schluckstörung und Facettengelenksschmerzen können in allen Stadien auftreten.

Tabelle 1: Schweregrade der „Quebec Task Force“ WAD (60).

Schweregrad	Klinisches Erscheinungsbild
1	Leichte Distorsion der HWS, ohne neurologische Ausfälle
2	Gelenkkapselrisse, Bänderrisse, Muskelzerrung, retropharyngeales Hämatom, ohne neurologische Ausfälle
3	Frakturen, Luxationen, isolierter Bandscheibenriss, mit neurologischen Defiziten

Tabelle 2: Schweregrade nach Erdmann (61).

Gefäßverletzungen werden in beiden Einteilungen nicht berücksichtigt.

1.2.3. Klinik des HWS-Trauma

Die Beschwerden nach einem HWS-Trauma können unterschiedlich auftreten. Am häufigsten kommt es zu Nacken- und Kopfschmerzen von dumpf-drückendem Charakter (Spannungskopfschmerz) und zu Schmerzen, die eventuell in den Hinterkopf, die Schultern oder die Arme ausstrahlen. Außerdem führt ein HWS-

Trauma oft zu Muskelverspannungen im Nackenbereich und zu Zwangshaltungen. Die Beschwerden haben häufig ihr Maximum erst nach ein bis drei Tagen (Crescendo-Verlauf) erreicht und folgen auf ein beschwerdefreies Intervall, dessen Dauer im Zusammenhang zu der Schwere des Unfalls steht (62). Weiterhin können Parästhesien in Armen und Händen auftreten. Andere mögliche unspezifische Beschwerden sind Schwindel, Übelkeit, Erbrechen, Müdigkeit, Schlafstörungen, Tinnitus, Konzentrationsstörungen und Depressionen (63-66). Viele dieser Symptome sind für den behandelnden Arzt schwer objektivierbar und oft psychosomatisch geprägt. Des Weiteren kann es zu chronischen Beschwerden kommen; 18% der Patienten klagen auch zwei Jahre nach einem Unfall über spezifische somatische und neuropsychologische Beschwerden (67).

1.2.4. Diagnostik des HWS-Trauma

Eine rasche Diagnose der HWS-Verletzung ist wichtig und sollte gewissenhaft durchgeführt werden, da nicht erkannte HWS-Verletzungen schwerwiegende Folgen wie Taubheit, Lähmung und schlimmstenfalls den Tod haben können. Eine fundierte Anamnese, soweit möglich, kann über den typischen Unfallmechanismus Aufschluss geben. Dabei sollte eine körperliche Untersuchung der Frage nachgehen, ob eine Druck- und Klopfschmerzhaftigkeit oder eine schmerzhafte Bewegungseinschränkung der HWS bestehen und ob tastbare Muskelverhärtungen und neurologische Ausfälle vorhanden sind. Eine verzögerte Diagnosestellung kann durch den zügigen Einsatz von bildgebenden Verfahren verhindert werden (54). Eine Bildgebung mittels CT sollte nach Maßgabe klinischer Indikationsrichtlinien (CCR/NEXUS, siehe Abschnitt 1.2.5.1.1 und 1.2.5.1.2.) erfolgen.

1.2.5. Bildgebung bei HWS-Trauma

1.2.5.1. Indikationen zur Bildgebung bei HWS-Trauma

Für Ärzte in Notaufnahmen von Krankenhäusern ist es oft schwierig zu entscheiden, welches Vorgehen bei Patienten die sich mit einem HWS-Trauma vorstellen, das richtige ist. Sie müssen entscheiden, ob eine Bildgebung der HWS indiziert ist und dabei die damit verbundene Strahlenbelastung abwägen. Für das einfache HWS-Trauma wurden unabhängig voneinander zwei verschiedene Indikationsrichtlinien entwickelt, die Canadian C-spine Rule (CCR) (68) und die National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) (69). Bei polytraumatisierten Patienten

herrscht Einigkeit darüber, dass eine frühzeitige Ganzkörper-CT-Untersuchung Mittel der Wahl ist (52, 70). Bei einem GCS welcher auch 2 Stunden nach Trauma < 15 ist, sollte ein Schädel-CT durchgeführt werden um eine Schädigung des Gehirns auszuschließen (71). Dabei kann gegebenenfalls gleichzeitig eine Bildgebung der HWS erfolgen.

1.2.5.1.1. Die Canadian C-spine Rule (CCR)

Die CCR (Abbildung 1) wurde im Jahr 2001 von Stiell et al. publiziert (68). Sie basiert auf den Ergebnissen einer prospektiven Kohortenstudie die an 10 kanadischen Traumazentren mit insgesamt 8924 Patienten nach stumpfem Trauma mit dem Risiko einer HWS-Verletzung durchgeführt wurde. Die Regel wird nur bei wachen (GCS = 15) und kreislaufstabilen Patienten angewendet. Die Patienten können in zwei Gruppen eingeteilt werden; erstens solche mit Hochrisikofaktoren, die einer Röntgenuntersuchung unterzogen werden sollten, und zweitens solche mit Niedrigrisikofaktoren, bei denen eine weitere radiologische Diagnostik unnötig ist, sofern sie den Kopf aktiv um 45° rotieren können. Hochrisikofaktoren sind ein Alter ≥ 65 Jahre, ein gefährlicher Unfallmechanismus oder Parästhesien in den Extremitäten. Liegen einer oder mehrere dieser Faktoren vor, sollte eine Bildgebung erfolgen. Niedrigrisikofaktoren sind positive Indikatoren, die bei Fehlen zur Bildgebung führen. Dazu gehören Auffahrunfälle, zu jeder Zeit sitzende oder ambulante Patienten, verspäteter Beginn der Nackenschmerzen oder eine fehlende Druckempfindlichkeit über der HWS. Zusätzlich sollten die Patienten ihren Kopf um 45° nach links und nach rechts drehen können. Ist dies nicht der Fall, muss, auch bei Vorliegen der Niedrigrisikofaktoren, eine Bildgebung erfolgen.

For alert (GCS=15) and stable trauma patients where cervical spine injury is a concern.

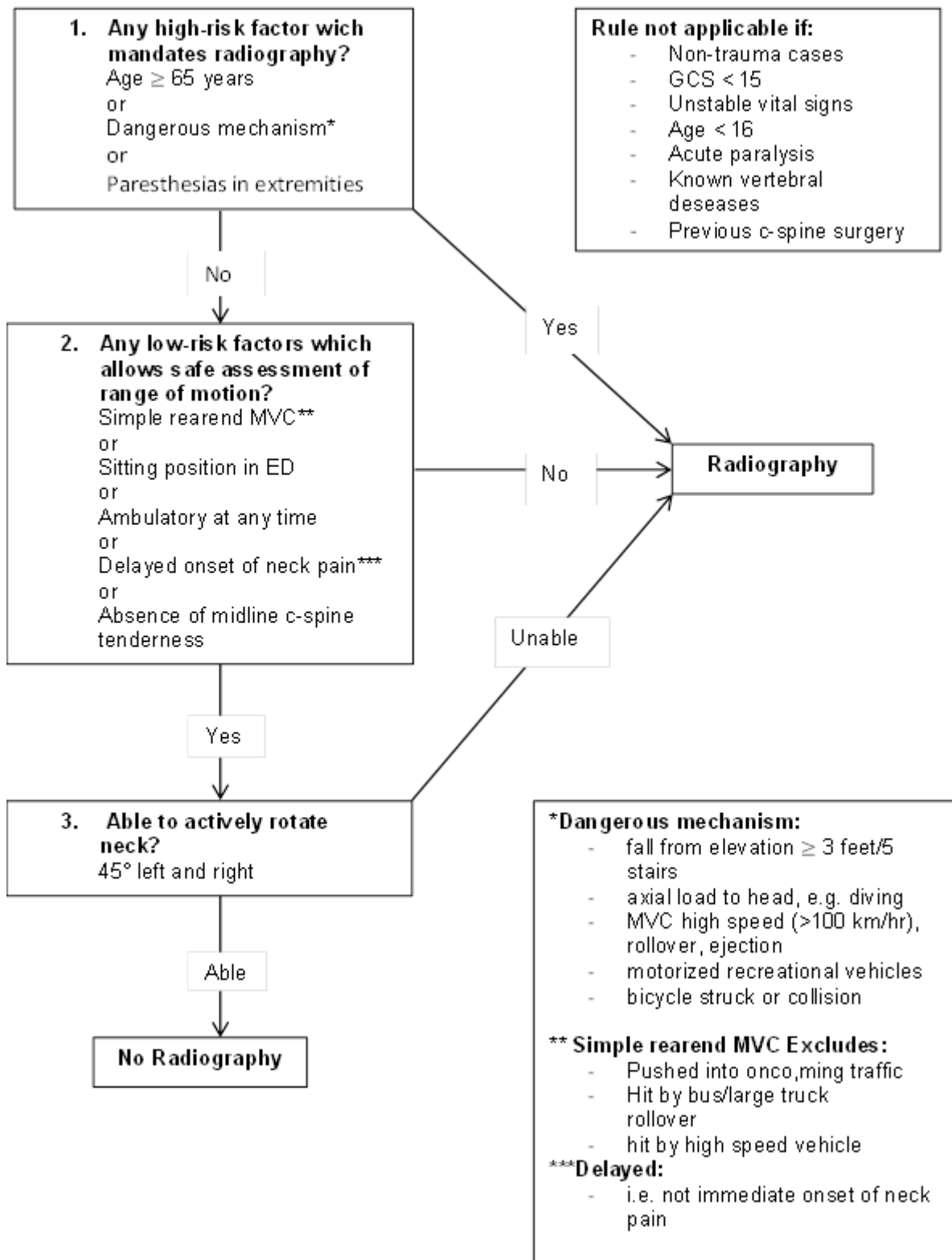


Abbildung 1: Die Canadian C-spine Rule (CCR) (68).

1.2.5.1.2. National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS)

Die NEXUS-Studie ist eine beobachtende prospektive Studie die im Jahr 2000 von Hoffman et al. veröffentlicht wurde (69). Sie wurde an 21 Kliniken in den USA mit insgesamt 34096 Patienten mit stumpfem Trauma zur Risikoeinschätzung einer HWS-Verletzung durchgeführt. Die Patienten mussten 5 klinische Kriterien erfüllen, um als Niedrigrisikopatienten eingestuft zu werden; kein Druckschmerz über der Mittellinie der HWS, kein fokales neurologisches Defizit, eine normale Vigilanz, keine Vergiftung und keine andere schmerzhafte, von dem HWS-Trauma ablenkende Verletzung. Hat der Patient eines dieser Kriterien nicht erfüllt, wurde eine radiologische Untersuchung empfohlen (Abbildung 2).

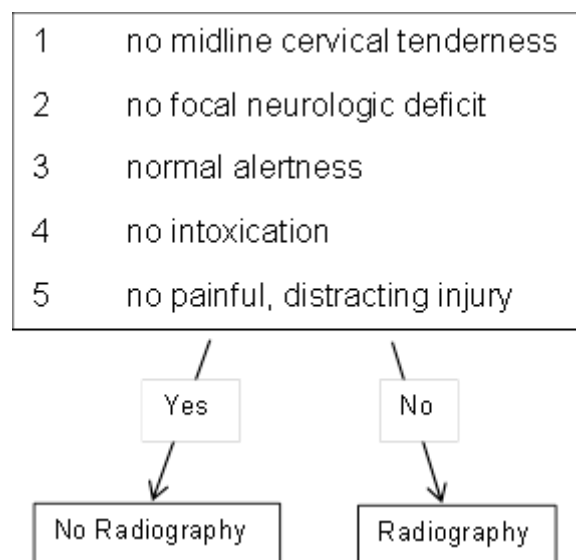


Abbildung 2: National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) (69).

1.2.5.1.3. Vergleich CCR und NEXUS

In einer Studie von Stiell et al. wurden die CCR und die NEXUS verglichen. Beide Algorithmen wurden bei insgesamt 8283 Patienten angewendet, wovon 2% eine klinisch signifikante HWS-Verletzung hatten (72). Es stellte sich heraus, dass die CCR der NEXUS mit einer Sensitivität von 99,4%, respektive 90,5% und einer Spezifität von 40,4%, respektive 33,0% überlegen ist. Beim gleichen Patientengut wurde durch die Verwendung der CCR nur in 55,9% der Fälle eine Bildgebung durchgeführt, bei NEXUS in 66,6%.

Bei der 2001 veröffentlichten Studie zur CCR von Stiell et al. und den im Jahr 2000 von Hoffman et al. publizierten NEXUS-Kriterien wurde als radiologische Untersuchungsmethode nur das konventionelle Röntgen verwendet (68, 69). In einer Studie von Duane et al. wurde die CCR bei 3201 Patienten mit HWS-Trauma angewendet (73). Patienten die die Kriterien zur Bildgebung erfüllten, wurden nicht röntgenologisch, sondern mittels MDCT untersucht. Dabei bestätigte sich die hohe Sensitivität der CCR (100%). In einer weiteren Studie von Duane et al. mit 2606 Traumapatienten, dem NEXUS-Algorithmus und MDCT als bildgebendem Verfahren, zeigte sich eine geringe Sensitivität der NEXUS-Kriterien (82,2%) (74).

1.2.5.2. Empfehlungen des American College of Radiology

Die American College of Radiology (ACR) Appropriateness Criteria wurden im Jahr 1993 erstmals veröffentlicht und sind evidenzbasierte Leitlinien die entwickelt wurden, um Ärzte bei der Wahl der adäquaten Bildgebung oder Behandlungsmethode bei unterschiedlichen klinischen Zuständen zu unterstützen (75). Auch für das Vorgehen bei Verdacht auf Wirbelsäulenverletzung wurden im Jahr 1999 erstmalig Leitlinien publiziert. Sie werden regelmäßig aktualisiert, zuletzt 2012, und beinhalten die Daten von über 72000 Patienten. In den Leitlinien werden die Vor- und Nachteile verschiedener bildgebender Verfahren bei Verletzungen der zervikalen, thorakalen und lumbalen Wirbelsäule diskutiert. Außerdem differenzieren sie zwischen Erwachsenen und Kindern sowie zwischen Knochen- und Weichteilverletzungen. Im Folgenden werden die verschiedenen bildgebenden Verfahren und deren Gebrauch nach den ACR Appropriateness Criteria bei akutem HWS-Trauma bei gegebener Indikation durch CCR und NEXUS zusammengefasst.

1.2.5.2.1. CT bei HWS-Trauma

Dank seiner technischen Weiterentwicklung hat die MDCT die CR nach und nach abgelöst. Das ACR empfiehlt in den Leitlinien von 2012, bei Verdacht auf eine Verletzung der HWS, auch bei Monotrauma, primär eine CT zur initialen Beurteilung durchzuführen. Diese Empfehlung basiert auf einer hohen Anzahl von Studien die zu dem Ergebnis kamen, dass die CT dem CR überlegen ist (36-49). Das Screening der HWS mit CT ist schneller und erzeugt weniger technische Fehler als die CR. Einer Metaanalyse von Holmes et al. aus dem Jahr 2005 zu Folge, liegt die Sensitivität der CT bei Verletzungen der HWS bei 98%, die des CR hingegen nur bei 52% (44). Brohi et al. haben bewusstlose, intubierte Patienten untersucht und dabei für die seitliche

CR eine Sensitivität von 39,3% und für die CT eine Sensitivität von 98,1% ermittelt (49). Sie befürworten eine CT der HWS ohne Kontrastmittel bei polytraumatisierten Patienten die nicht die Niedrigrisikokriterien von CCR oder NEXUS (Abschnitt 1.2.5.1.1. und 1.2.5.2.2) erfüllen oder über 48 Stunden klinisch nicht beurteilbar sind. Eine CT-Untersuchung sollte außerdem bei Myelopathie oder mechanisch instabiler Halswirbelsäule erfolgen. Wird eine arterielle Verletzung vermutet wird angeraten, eine CT der HWS oder eine CT von Schädel und HWS mit Kontrastmittel durchzuführen. In der Praxis wird aus ökonomischen Gründen und im Sinne der Zeitersparnis ein HWS-CT meist direkt nach dem Schädel-CT durchgeführt (41). Das CT der HWS sollte dabei axiale Bilder vom Hinterhaupt bis zu BWK1 in sagittaler und coronarer Bildrekonstruktion beinhalten (76). Bei der Untersuchung der HWS durch die CT wird bisher eine Strahlendosis von 2.4 mSv bis zu 26 mSv erreicht (37, 77, 78).

1.2.5.2.2. Projektionsradiographie (CR) bei HWS-Trauma

Eine signifikante Anzahl von Frakturen und anderen Verletzungen der HWS werden von der CR nicht entdeckt. In einer Meta-Analyse von 7 Studien betrug die Sensitivität der CR bei der Diagnostik von HWS-Frakturen 52%, die der CT hingegen 98% (44). Daher sollte die CR nur noch dann angewendet werden, wenn Bewegungsartefakte bei einer CT-Untersuchung signifikant sind und dadurch eine Beurteilung der Wirbelsäule nicht möglich ist. Außerdem kann die CR hilfreich sein bei der Beurteilung der HWS von immobilisierten Patienten die wegen persistierender Nackenschmerzen mit einer HWS-Schiene (Stifneck) behandelt werden. Dabei handelt es sich um Patienten, die initial keine instabile Verletzung hatten welche ein CT oder MRT erforderlich gemacht hätte. Das CR kann das CT nicht ersetzen, sollte aber dann, wenn kein CT verfügbar ist dennoch angewandt werden. Die effektive Äquivalentdosis eines CR der HWS beträgt durchschnittlich 1,05 mSv (79).

1.2.5.2.3. Magnetresonanztomographie (MRT) bei HWS-Trauma

Ein MRT ist bei Myelopathie und Verletzung der Bänder indiziert. Allerdings ist die Meinung dazu in der Literatur geteilt. Es existieren Studien die ein MRT favorisieren (80, 81) und andere, die ein CT in diesem Fall bevorzugen (76, 82, 83). Meistens ist eine Verletzung der Bänder mit einer HWS-Fraktur kombiniert, so dass ohnehin ein CT durchgeführt werden sollte (58). Eine arterielle Gefäßverletzung ist selten (0,5%), kann jedoch bei penetrierendem Trauma und Fraktur der HWS entstehen (84).

MDCT und MRT haben in diesem Fall die gleiche Aussagekraft und können beide Hämatome darstellen. Das ACR empfiehlt MRT zur Evaluation der HWS von Patienten deren neurologischer Status nicht innerhalb der ersten 48 Stunden nach Verletzung festgestellt werden kann, auch bei Patienten, deren CT-Untersuchung normal war. Des Weiteren ist MRT Mittel der Wahl bei der Beurteilung von Rückenmarksverletzungen (85).

1.2.6. Therapie des HWS-Trauma

Die Behandlung richtet sich nach dem Schweregrad der Verletzung gemäß der Einteilung nach der „Quebec Task Force“ WAD und nach Erdmann (Abschnitt 1.2.2.) und kann konservativ sowie operativ erfolgen. Als konservative Maßnahme bei reiner Band- oder Muskelverletzung erfolgt häufig die Ruhigstellung der HWS mit einem Stifneck oder anderen Zervikalstützen wie dem Philadelphia- oder Miami-J-collar für durchschnittlich eine Woche. Anschließend erfolgt eine physiotherapeutische Behandlung und Krankengymnastik (86). Alternativ wird von einigen Autoren eine sofortige aktive Mobilisation ohne vorherige Ruhigstellung der HWS empfohlen (87, 88). Dabei ist eine Behandlung mit häufigen Wiederholungen submaximaler Bewegungen in Kombination mit mechanischer Diagnose und Therapie (McKenzie-Konzept) am effektivsten (88). Als medikamentöse Therapie werden zusätzlich nichtsteroidale Antireumatika (NSAR) wie Diclofenac und Acetylsalicylsäure und Muskelrelaxantien wie Tetrazepam eingesetzt, oft hilft eine lokale Infiltration mit einem Lokalanästhetikum (89). Eine operative Behandlung ist bei Wirbelkörperfrakturen und Bandscheibeneinrissen bei manifester oder drohender neurologischer Störung und offener Verletzung indiziert. Bei Subluxation oder Dislokation kann eine geschlossene oder offene Reposition durchgeführt werden mit einer möglichen Fusion der hinteren Wirbelelemente über einen dorsalen operativen Zugang. Bei Kompressionsfrakturen wird oft eine anteriore zervikale Dekompression und Fusion vorgenommen. Bei hoch instabilen Verletzungen erfordert es einen ventrodorsalen Zugang (90).

1.3. Zielsetzung der Studie

Durch die rasche technische Entwicklung der CT und die oben genannten Empfehlungen der Fachgesellschaften, ist die MDCT im Begriff die CR bei der Bildgebung der HWS abzulösen. Bei aller Überlegenheit der MDCT im Hinblick auf die Bildqualität bleibt dennoch die höhere Strahlenexposition für den Patienten als Nachteil gegenüber der CR. Die effektive Äquivalentdosis bei der Untersuchung der HWS mit CT beträgt 2.4 mSv bis 26 mSv, bei der Untersuchung mit CR durchschnittlich 1,05 mSv (37, 77, 79). So werden Patienten bei Verdacht auf ein HWS-Trauma nach wie vor häufig initial mit CR untersucht.

Ein erstes Ziel dieser experimentellen Kadaverstudie war es zu untersuchen, ob die moderne MDCT als bildgebende Untersuchung der HWS die CR ohne Überschreiten der effektiven Dosis der CR ersetzen kann.

Ein weiteres Ziel war es, die Hochkontrastauflösung in einer vorgeschalteten Phantomstudie zu bestimmen. Dabei wurde die Hochkontrastauflösung des CT-Gerätes im High Definition Modus (HD-Modus) und im Standard Scan Modus (ST-Modus) ermittelt und verglichen. Mit Hilfe dieser Daten wurden die dosisreduzierten Protokolle der Patientenstudie entwickelt.

Als drittes Ziel wurde bestimmt welchen Einfluss die Körperparameter (Physical Body Parameters, PBP) der Patienten auf die Bildqualität der CT haben. Dafür wurden bei jedem Patienten verschiedene PBP ermittelt. Diese Parameter wurden anschließend in Zusammenhang zu den Dosisreduktionsstufen gesetzt und es wurde analysiert welchen Einfluss die PBP auf das mögliche Dosisreduktionspotential haben.

Die folgenden Hypothesen wurden untersucht:

1. Ist der Ersatz der CR durch CT auf dosisneutralem Niveau möglich?
2. Ist ein hochauflösender Scan-Modus geeignet die Bildqualität bei geringer Dosis zu verbessern?
3. Welchen Einfluss haben gegebenenfalls Physical Body Parameters (PBP) auf eine mögliche Dosisreduktion und welche PBP beeinflussen die effektive Äquivalentdosis am meisten?

Im Verlauf dieser Arbeit sollen diese Hypothesen diskutiert werden. Erstmalig und originär wurde diese Untersuchung an Leichen durchgeführt und ein Bezug der effektiven Äquivalentdosis zu verschiedenen PBP hergestellt. Dabei wurde ein neuer CT-Scan-Modus, der HD-Modus, mit mehr orbitalen Projektionen erprobt.

2. Material und Methoden

2.1. MDCT

Alle CT-Aufnahmen wurden mit einem 64-Zeilen MDCT (Discovery CT 750 HD, GE Healthcare, Waukesha, Milwaukee, USA) durchgeführt.

Im Jahr 2008 wurde von der Firma GE Healthcare das erste CT-Gerät mit einem Gemstone-Detektor und Bildern in High-Definition-Qualität (HD) vorgestellt. Es handelt sich um ein 64-Zeilen-MDCT. Der Gemstone-Detektor besteht aus einem Material welches eine hohe Strukturhomogenität hat. Daraus resultiert eine höhere Bildqualität als durch andere Detektormaterialien. Zudem hat der Gemstone-Detektor eine hohe Primärgeschwindigkeit und eine schnelle Abklingzeit. Dadurch ist er bis zu 100-mal schneller als andere Detektoren. Die erhöhte Geschwindigkeit des Szintillators ermöglicht die Akquisition von bis zu 2,5x mehr Projektionen im HD-Modus (2811 pro Rotation) in einer Zeit von nur 0.35 s pro Rotation im Vergleich zum ST-Modus (984 Projektionen pro Rotation). Daraus resultiert eine erhöhte räumliche Auflösung, Details werden besser sichtbar, kleinere Strukturen können besser identifiziert werden und Rauschen sowie Artefakte werden reduziert. Das 64-Zeilen MDCT von GE ist ein Matrixdetektor. Bei der Datenakquisition werden alle Detektorreihen gleichzeitig aktiviert.

2.2. Phantomstudie

Als Basis für die Patientenstudie wurde eine Phantomstudie durchgeführt. Diese diente dazu, quantitative Daten über die Hochkontrastauflösung des CT-Gerätes zu erhalten. Das Ziel dieser vorgeschalteten Studie war es zu untersuchen, ob die Bildqualität, vor allem bei niedriger Dosis, mit dem hochauflösenden HD-Modus besser ist als im ST-Modus. Mit den Ergebnissen der Phantomstudie wurden die dosisreduzierten Protokolle der Patientenstudie geplant.

2.2.1. Catphan Phantom

Mit Hilfe eines Catphan Phantoms (The Phantom Laboratory, Greenwich, NY, USA) wurde die Hochkontrastauflösung im ST- und im HD-Modus verglichen. Das Phantom besteht aus mehreren unterschiedlichen Modulen mit welchen man unter

anderem die Hochkontrast- und die Niedrigkontrastauflösung eines CT-Gerätes messen kann.

Für diese Studie wurde das Hochkontrastmodul CTP528 verwendet. Es besteht aus einem Epoxidharz, in das kreisförmig angeordnete Linienpaare aus einem Aluminiumdraht eingefügt sind (Abbildung 3). Die Spanne reicht von 1 bis 21 Linienpaaren pro Zentimeter (lp/cm).

Das Catphan Phantom wurde zunächst im CT Gerät positioniert, indem es an einen Holzbehälter montiert wurde. Mit Hilfe von Stellschrauben und einer Wasserwaage wurde das Phantom danach justiert, um es in eine möglichst waagerechte Position zu bringen.

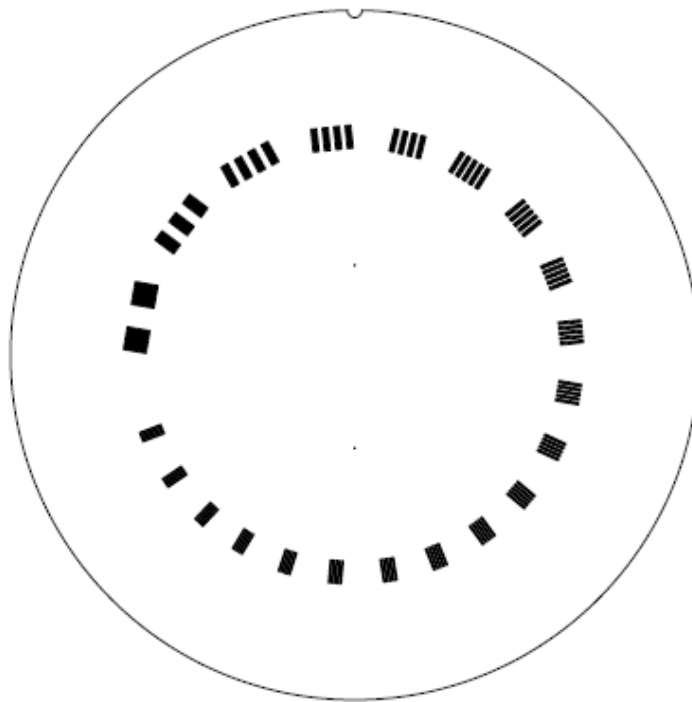


Abbildung 3: Schemazeichnung des CTP528 Hochkontrastmoduls mit 21 Linienpaaren pro Zentimeter (lp/cm) (91).

2.2.2. CT-Parameter

Zunächst wurde die Dosisreduktion am Phantom getestet um die passenden CT-Parameter für die darauffolgende Patientenstudie zu ermitteln. Das Phantom wurde mit einem fixierten Röhrenstrom von 300 mA (I.), 150 mA (II.), 110 mA (III.), 80 mA (IV.), 60 mA (V.), 40 mA (VI.), 20 mA (VII.) und 10 mA (VIII.) im HD-Modus und einem Röhrenstrom von 300 mA im ST Modus untersucht. Der niedrigste Wert mit 10 mA wurde gewählt, da im Protokoll der Patientenstudie ein modulierter Röhrenstrom mit einer unteren Grenze von ebenfalls 10 mA verwendet wurde. Die anderen Akquisitionsparameter blieben mit einer Röhrenspannung von 120 kV, einer Rotationszeit von 0.8 s/pro Rotation, einem Pitch von 0.531:1 und einer Detektorkollimation von 20 mm konstant. Die Bilddaten wurden mit gefilterter Rückprojektion und einer effektiven Schichtdicke (Schichtkollimation) von 0.625 mm im Knochenkernel rekonstruiert. Die CT-Parameter sind in Tabelle 3 gelistet.

Scanmodus	ST	HD						
Protokollnr.	Standard	I.	II.	III.	IV.	V.	VI.	VII.
Fixierter Röhrenstrom (mA)	300	300	150	110	80	60	40	20
Röhren-Spannung (kV)	120							
Rotations-zeit (s)	0.8							
Pitch	0.531:1							
Detektor-kollimation (mm)	20							
Schicht-kollimation (mm)	0.625							

Tabelle 3: CT-Parameter der Phantomstudie. ST=Standard-Modus, HD=High-Definition-Modus.

2.2.3. Bewertung der Hochkontrast-Auflösung

Um die Höhe der Bildauflösung zu beschreiben, wurde die sichtbare Anzahl von Linienpaaren pro Zentimeter (lp/cm) bestimmt. Je höher die Anzahl von Linienpaaren in einem Zentimeter, desto besser ist die räumliche Auflösung der Hochkontraststrukturen im Bild. Fünf Reader bewerteten unabhängig voneinander und ohne Kenntnis der Scanparameter die Auflösung, indem sie die Anzahl sichtbarer Linienpaare pro Zentimeter in den Untersuchungen mit HD- und ST-Modus

ermitteln. Dafür sollten sie die Liniengruppen erkennen, in denen die Linienpaare gerade noch voneinander zu unterscheiden waren.

2.3. Patientenstudie

Um intraindividuell unterschiedliche Scanparameter zu erproben konnten in dieser Studie Leichen untersucht werden. Zwischen April und Juli 2010 erhielten 10 Verstorbene ein postmortales Ganzkörper-CT. Das Verhältnis von Frauen zu Männern betrug 1:4 und das Durchschnittsalter lag bei 41.5 ± 9.5 Jahren. Seit 2007 besteht zwischen dem Institut für klinische Radiologie und dem Institut für Rechtsmedizin des Innenstadtklinikums der LMU eine enge Forschungskooperation. Menschen die durch Tötungsdelikte, Suizid oder im Rahmen der Schockraum- oder Notfallversorgung verstorben sind, wurden im Sinne dieser Kooperation einem Post-mortem-CT (PMCT) unterzogen, um eine virtuelle Autopsie durchzuführen. Im Anschluss daran wurden sie für die Studie mit den relevanten Scanprotokollen untersucht. Die Studie wurde durch das lokale Ethikkomitee der Ludwig-Maximilians-Universität genehmigt.

Die Untersuchung der 10 Patienten erfolgte in Rückenlage mit, soweit möglich, rekliniertem Kopf und möglichst nach unten positionierten Schultern. Die Scanlänge reichte vom Orbitadach bis zur Fossa jugularis. Um die Untersuchung zu planen wurden ein lateraler und ein anterior-posteriorer Scout Scan akquiriert.

2.3.1. CT-Parameter

Im Anschluss an die virtuelle Autopsie wurde die HWS der Leichen mit Hilfe von sieben dosisreduzierten Scanprotokollen im HD-Modus untersucht. Dabei wurde nacheinander die obere Grenze des modulierten Röhrenstroms herabgesetzt, während die untere Grenze bei 10 mA immer gleich blieb. Die verschiedenen Dosisreduktionsstufen waren: 300-10 mA (I.), 150-10 mA (II.), 110-10 mA (III.), 80-10 mA (IV.), 60-10 mA (V.), 40-10 mA (VI.), 20-10 mA (VII.). Um für jeden Patienten einen Vergleich mit optimaler Bildqualität zu ermöglichen, wurde ein Referenzscan bei einem festen Röhrenstrom von 300 mA im Standard Modus (ST-Modus) akquiriert. So konnten pro Patient 8 CT-Scans angefertigt werden.

Abgesehen vom Röhrenstrom blieben alle anderen Parameter wie die Scanlänge, das FOV (23 cm²), der Pitch (0.531:1), die Röhrenspannung (120 kV), die Rotationszeit (0.8 s/pro Rotation) und die Detektorkollimation (20 mm) konstant. Die CT-Parameter sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Mit dem von General Electrics entwickelten Noise Index (NI) hat der Untersucher einen Einfluss auf die Stärke der Röhrenstrommodulation und damit auf die Bildqualität und die applizierte Dosis. Der NI gibt den Grad des Rauschens an und bezieht sich auf die Standardabweichung der CT-Werte in einer „region of interest“ (ROI) eines Wasserphantoms von einer spezifischen Größe. Der Algorithmus wurde entwickelt, um das gleiche Maß an Bildrauschen beizubehalten, während die Werte des applizierten Röhrenstroms von einer zur nächsten Rotation wechseln. Es bestehen komplexe Zusammenhänge zwischen NI, Schichtdicke und Strahlendosis. Eine konstante Röhrenstrommodulation bei dieser Studie wurde erreicht, indem ein NI von 42 für alle Studienprotokolle verwendet wurde.

Scanmodus	ST	HD						
Protokollnr.	Standard	I.	II.	III.	IV.	V.	VI.	VII.
Röhrenstrom (mA)	300	300-10	150-10	110-10	80-10	60-10	40-10	20-10
Röhren-Spannung (kV)	120							
Rotationszeit (s)	0.8							
Pitch	0.531:1							
Detektor-kollimation (mm)	20							
Schicht-kollimation (mm)	0.625							
Schichtdicke ax. und sag. Bilder (mm)	2							
FOV (cm²)	23							
Scanlänge	Orbitadach - Fossa jugularis							
Noise Index	42							

Tabelle 4: CT-Parameter der Patientenstudie. ST=Standard-Modus, HD=High-Definition-Modus.

Die Bilddaten wurden wie schon in der Phantomstudie mit gefilterter Rückprojektion im Knochenkernel und einer effektiven Schichtdicke von 0.625 mm rekonstruiert. Es wurden axiale und sagittale Bilder mit einer Schichtdicke von 2 mm-Intervallen reformatiert.

2.3.2. Beurteilung der subjektiven Bildqualität

Die Datenauswertung wurde an einer Picture Archiving and Communication System (PACS) Konsole (Magic View 1000, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Alle Bilder die mit den dosisreduzierten Protokollen und dem Kontrollprotokoll akquiriert wurden, wurden anonymisiert und verblindet. Sie wurden im Knochenfenster mit Ausblendung der Scanparameter präsentiert und von 3 voneinander unabhängigen Radiologen mit 1, 8 und 15 Jahren Praxiserfahrung bewertet. Es wurden die Wirbelkörper C3 und C7 (Abbildung 4) beurteilt, da auf der Höhe von C1-C3 die folgenschwersten Frakturen passieren und sich mehr als die Hälfte, der HWS-Frakturen auf der Ebene des Wirbelkörpers C7 begeben (56). Auf diesen Höhen eine diagnostische Bildqualität zu erreichen ist insbesondere deswegen wichtig, weil die Bildqualität häufig durch Photon-Starvation- und Strahlenaufhärungsartefakte im Bereich des Schultergürtels sowie durch Metallartefakte auf Kieferhöhe beeinflusst wird.

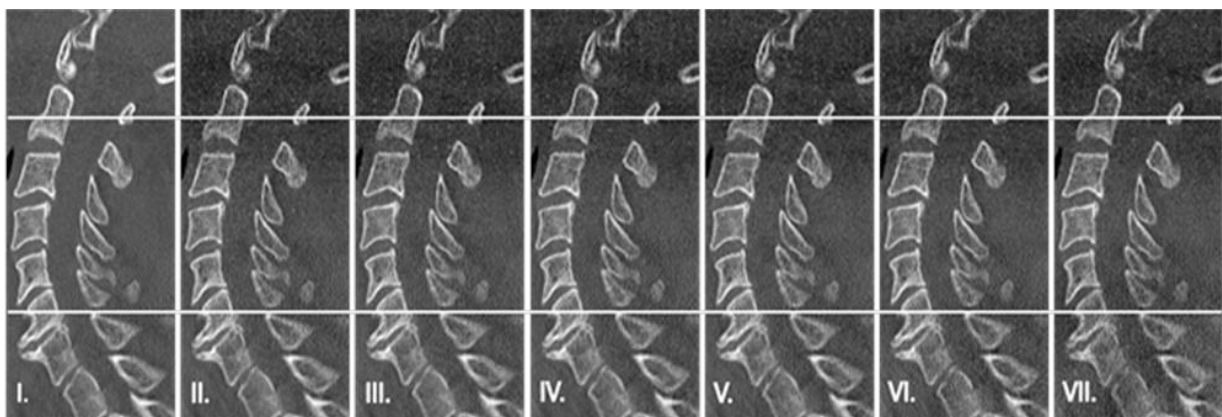


Abbildung 4: CT-Bilder der HWS in sagittaler Schnittführung. I.-VII.: Dosisreduktionsstufen im HD-Modus. Die weißen Linien kennzeichnen die Ebenen C3 und C7 die von drei Radiologen hinsichtlich der Bildqualität beurteilt wurden.

Bewertet wurden jeweils die Kortikalis und die Spongiosa des Wirbelkörpers, in axialen sowie in sagittalen Schichten. Mit Hilfe einer semiquantitativen Skala (Tabelle 5) wurde die Bildqualität im Hinblick auf die Sichtbarkeit von Knochenstrukturen und hinsichtlich der Diagnostizierbarkeit von Frakturen beurteilt.

Bildqualität (Erkennbarkeit Knochenstrukturen und Frakturen):
0 = nicht diagnostisch verwertbar
1 = diagnostisch – ausreichend
2 = diagnostisch – exzellente Bildqualität

Tabelle 5: Semiquantitative Skala zur Beurteilung der Bildqualität.

Aus den Bewertungen der Bildqualität wurde bei jedem Patienten und jedem Protokoll ein Medianwert für jeweils die axialen und sagittalen Reformationen auf der Höhe von C3 wie von C7 berechnet. Anhand dieser Gesamtbewertung der Bilder konnte für jeden Patienten ein individuelles Scanprotokoll erstellt werden, das auch bei niedriger Strahlenbelastung eine diagnostische Bildqualität erreichen konnte.

2.3.3. Schätzung der Dosis

2.3.3.1. MDCT

Es wurde für jeden CT-Scan ein Dosisbericht erstellt (Abbildung 5).

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	S235.500-S14.700	11.80	285.62	Body 32
4	Helical	S235.500-S14.700	34.82	842.58	Body 32
5	Helical	S235.500-S14.700	5.08	123.01	Body 32
6	Helical	S235.500-S14.700	4.50	108.97	Body 32
7	Helical	S235.500-S14.700	3.92	94.92	Body 32
9	Helical	S235.500-S14.700	3.31	80.04	Body 32
11	Helical	S235.500-S14.700	2.60	62.91	Body 32
13	Helical	S235.500-S14.700	1.82	44.09	Body 32
Total Exam DLP:				1642.14	

Abbildung 5: Beispiel eines Dosisberichts.

Die Scanparameter Scanlänge, CT DIvol und DLP wurden sowohl für die Patientenstudie als auch für die Phantomstudie aufgenommen. Die Effektivdosis wurde durch die Multiplikation des DLP mit dem korrespondierenden Konversionsfaktor ($EDLP=0,0059 \text{ mSv/mGy/cm}$) geschätzt (92).

2.3.3.2. CR

Die Röntgenaufnahmen wurden mit einem digitalen Röntgengerät (Optimus, Philips Healthcare, Eindhoven, Niederlande) durchgeführt. Als Untersuchungsobjekt für die Röntgenuntersuchung diente ein männliches anthropomorphes Phantom (Alderson Phantom, Radiology Support Devices Inc., Stamford, CT, USA), das zur Abschätzung der Strahlenexposition entwickelt wurde. Das männliche Phantom hat eine Größe von 175 cm und ein Gewicht von 73.5 kg. Das Phantom besteht aus 2.5 cm dicken horizontalen Schichten. In jeder Schicht befinden sich mehrere Löcher in die Thermolumineszenzdetektoren (TLD) zur Messung der absorbierten Strahlendosis eingeführt werden können (81).

Um die effektive Äquivalentdosis einer Bildgebung der HWS mit MDCT oder CR vergleichen zu können, wurde die effektive Äquivalentdosis der Untersuchung mit dem Röntgengerät im selben radiologischen Institut mit Hilfe des Alderson Phantoms gemessen. Die HWS wurde dafür zehnmal in anterior-posteriorer und lateraler Ebene geröntgt. Die Röhrenspannung betrug dabei 63 kV und 65.6 kV, der Röhrenstrom entsprechend 36 mA und 40 mA. Es wurde eine Speicherfolien-Kassette verwendet, die eine Speicherfolie mit photostimulierbarem Phosphor enthält (CR MD 4.0 General, AGFA Healthcare, Bonn, Deutschland). Außerdem wurden Mittelwerte der Dosiswerte, die durch 21 Thermolumineszenzdetektoren gemessen wurden, berechnet.

2.3.5. Körperparameter

Die Konstitution des Patienten hat einen großen Einfluss auf die Bildqualität (93). Oft können bei der Untersuchung von Patienten mit einem hohen Body Mass Index (BMI: kg/m^2) diagnostisch verwertbare Bilder nur dann erzeugt werden, wenn man entweder den Röhrenstrom erhöht oder die Rotationsgeschwindigkeit der Gantry verringert (94). Um den Einfluss verschiedener physikalischer Körpermaße eines Patienten auf die Bildqualität der individuellen dosisreduzierten Protokolle abzuschätzen, wurden verschiedene Parameter erhoben. Es wurde das Gewicht (kg)

und die Größe (cm) der Patienten bestimmt, außerdem wurden die Schulterbreite (cm) und der anteroposteriore (a.p.) Brustdurchmesser (cm) auf der Höhe der Fossa jugularis gemessen. Mit einem Teil dieser Daten wurde der BMI berechnet. Mit Hilfe des lateralen Scouts wurde die Position des Schultergürtels bestimmt. Um die Höhe der Projektion der Schulter auf die HWS zu beschreiben, wurde ein Nennwert eingeführt. Als untere Grenze diente dabei die Basisplatte des Wirbelkörpers C7, die mit der Nummer „0“ beziffert wurde, als obere Grenze die Deckplatte des Wirbelkörpers C1, beziffert mit der Nummer „7“. Patienten deren rechte und linke Schulter nicht auf gleicher Höhe waren, wurden „Schwimmer“ genannt. Abbildung 6 zeigt laterale Scouts mit unterschiedlich hoher Position des Schultergürtels.

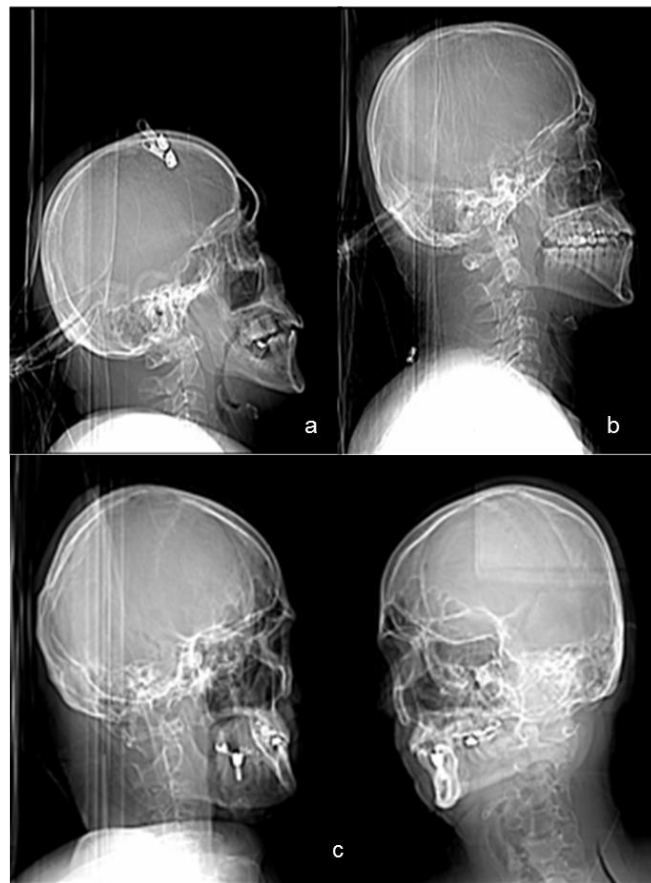


Abbildung 6: lateraler Scout, Schulterposition auf Höhe C3/C4 (a), auf Höhe C5/C6 (b) und in der Schwimmerposition (c).

2.3.6. Statistische Analyse

CTDI, DLP und Scanlänge wurden mittels Standardabweichung, Mittel-, Minimal- und Maximalwerten analysiert. Die Ergebnisse der experimentellen Protokolle wurden unter Zuhilfenahme des Wilcoxon Signed-Rank Tests mit dem Standardprotokoll verglichen. Das Signifikanzniveau wurde bei einem p-Wert von 0,05 festgelegt. Um einen Wert für die Übereinstimmung der subjektiven Beurteilung der Bildauflösung durch fünf Reader und der Beurteilung der Bildqualität durch drei Radiologen zu erhalten, wurde Cronbachs Alpha Korrelationskoeffizient berechnet. Die erhaltenen Werte wurden wiederum separat für C3 und C7 berechnet.

Bei jedem Patienten ergab sich so ein Scanprotokoll mit der individuell niedrigsten Dosis, bei der die erhaltenen Bilder immer noch diagnostisch verwertbar waren. Um zu überprüfen, ob es einen linearen Zusammenhang zwischen der angewendeten Dosis und der Konstitution des Patienten gab, wurden der Pearsons Korrelationskoeffizient und der Spearmans Rangkorrelationskoeffizient ermittelt. Hierfür wurden die vorher gemessenen Körperparameter BMI, Gewicht, Schulterbreite und a.p. Brustdurchmesser in Zusammenhang mit der niedrigsten diagnostischen Dosis gesetzt. Um zu überprüfen, ob die durch den Pearsons Korrelationskoeffizient und den Spearmans Rangkorrelationskoeffizient gemessene Verteilung von der Normalverteilung abweicht, wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test verwendet. Die Statistische Analyse wurde mit dem PASW Statistikprogramm 18.0.0 (IBM, Armonk, New York, USA) durchgeführt.

3. Ergebnisse

3.1. Phantomstudie

Der CTDI_{vol} als Maßzahl für die applizierte Dosis während einer Untersuchung sank in der Phantomstudie von einem Höchstwert von 34,14 mGy auf 1,16 mGy (-96,6%) als niedrigsten Wert. Die Werte werden in Tabelle 6 gezeigt.

Scan modus	Protokollnr.	Röhrenstrom (mA)	CTDI vol (mGy)
ST	Standard	300	34.14
HD	I.	300	34.82
	II.	150	17.41
	III.	110	12.77
	IV.	80	9.28
	V.	60	6.96
	VI.	40	4.64
	VII.	20	2.32
	VIII.	10	1.16

Tabelle 6: CTDI_{vol} der Phantomstudie.

Bei einem Röhrenstrom von 300 mA in der Phantomstudie konnte eine Hochkontrast-Auflösung von 13 lp/cm in HD und 11 lp/cm im ST Modus erreicht werden (Abbildung 7). Dabei entsprechen 13 lp/cm einer Auflösung mit einer Abstandsgröße von 0,038 mm und 11 lp/cm einer Auflösung mit einer Abstandsgröße von 0,045 mm. Mit der Verwendung des HD Modus sank die Hochkontrast-Auflösung sogar bei 20 mA und 10 mA nicht unter 11 lp/cm (Abbildung 7). Die Daten der Hochkontrast-Auflösung der neun Studienprotokolle werden in Tabelle 7 gezeigt. Die Werte sind als Abstandsgröße angegeben. Cronbachs α für die 5 Reader betrug 0.958. Damit wurde eine große Homogenität der Bewertungen gezeigt. Die Beurteilung der Auflösung wurde bei den Protokollen I.-IV. durch Streifenartefakte beeinträchtigt, welche durch den Aluminiumdraht ausgelöst wurden. Das könnte die geringere Übereinstimmung der Bewertungen der Reader bei diesen Protokollen erklären.

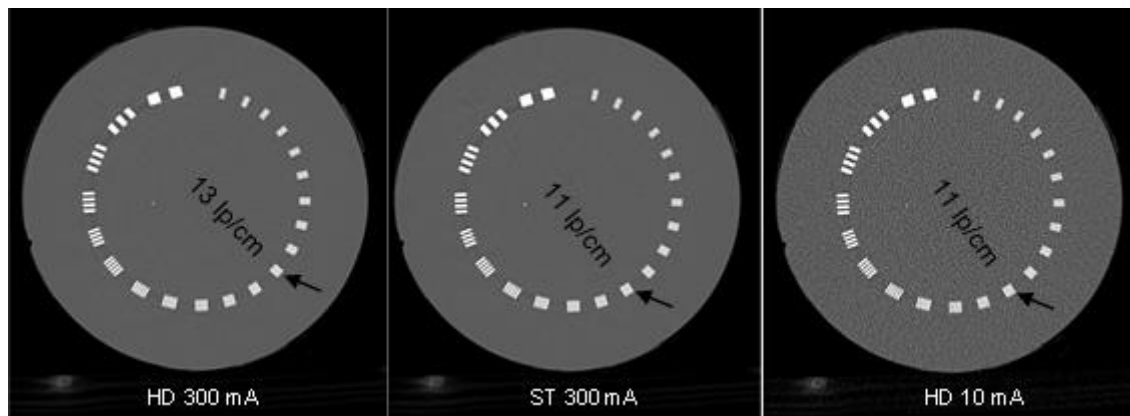


Abbildung 7: Messung der Hochkontrastauflösung mit dem Catphan Phantom. Ein schwarzer Pfeil kennzeichnet den Bereich in dem die Linienpaare gerade noch voneinander abgegrenzt werden können.

Scan modus	Protokollnr.	Reader - 1	Reader - 2	Reader - 3	Reader - 4	Reader - 5
ST	Standard	0.045	0.045	0.045	0.045	0.045
HD	I.	0.038	0.038	0.038	0.038	0.038
	II.	0.038	0.038	0.038	0.038	0.038
	III.	0.038	0.038	0.038	0.038	0.038
	IV.	0.042	0.042	0.042	0.038	0.038
	V.	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042
	VI.	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042
	VII.	0.045	0.045	0.045	0.045	0.045
	VIII.	0.045	0.045	0.045	0.045	0.045

Tabelle 7: Beurteilung der Hochkontrastauflösung der Phantomstudie. Die Werte sind als Abstand zwischen einem Linienpaar angegeben. Der Abstand war 0.45mm, 0.42mm und 0.38mm für eine Auflösung von 11 lp/cm, 12lp/cm and 13lp/cm, respektive.

3.2. Alderson Phantom

Bei der Untersuchung der HWS des Alderson Phantoms in zwei Ebenen mit dem konventionellen Röntgen konnte eine durchschnittliche effektive Dosis von 0.91 ± 0.013 mSv gemessen werden.

3.3. Patientenstudie

In der Patientenstudie wurde eine maximale Energiedosis von 34.14 mGy für das Kontrollprotokoll im ST-Modus gemessen, die niedrigste Energiedosis lag bei 1,66 mGy bei einem Röhrenstrom von 20-10 mA (Tabelle 8). Der höchste Wert für die Effektivdosis in der Patientenstudie betrug 4.25 mSv für das Kontrollprotokoll im ST-Modus. Die niedrigste Effektivdosis wurde bei einem modulierten Röhrenstrom von 20-10 mA gemessen und lag bei 0.25 mSv (- 94.2%) (Tabelle 9). Die Werte des DLP werden in Tabelle 10 aufgeführt.

Scan modus	Protokollnr.	Röhrenstrom (mA)	CTDI vol (mGy)		
			Mittelwert und SD	Spannweite Min	Max
ST	Standard	300	34.14±0	34.14	34.14
HD	I.	300-10	13.69±2.04	10.25	16.19
	II.	150-10	6.05±1.26	3.74	7.85
	III.	110-10	5.25±1.02	3.53	6.92
	IV.	80-10	4.41±0.72	3.19	5.74
	V.	60-10	3.71±0.52	2.92	4.76
	VI.	40-10	2.86±0.36	2.41	3.66
	VII.	20-10	1.86±0.17	1.66	2.25

Tabelle 8: Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Spannweite des CTDIvol der Patientenstudie.

Scan modus	Protokollnr.	Röhrenstrom (mA)	Effektive Dosis (mSv)		
			Mittelwert und SD	Spannweite Min	Max
ST	Standard	300	4.25±0.42	3.52	5.14
HD	I.	300-10	1.81±0.29	1.17	2.21
	II.	150-10	0.80±0.16	0.45	1.03
	III.	110-10	0.69±0.12	0.43	0.88
	IV.	80-10	0.58±0.09	0.38	0.70
	V.	60-10	0.49±0.06	0.35	0.58
	VI.	40-10	0.38±0.04	0.29	0.44
	VII.	20-10	0.25±0.02	0.20	0.28

Tabelle 9: Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Spannweite der Effektivdosis der Patientenstudie.

Scan modus	Protokollnr.	Röhrenstrom (mA)	DLP (mGy*cm)		
			Mittelwert und SD	Spannweite Min	Max
ST	Standard	300	720±72	597	871
HD	I.	300-10	315±53	198	374
	II.	150-10	139±29	78	175
	III.	110-10	121±23	72	149
	IV.	80-10	102±16	65	119
	V.	60-10	85±11	60	98
	VI.	40-10	66±8	49	75
	VII.	20-10	43±4	34	47

Tabelle 10: Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Spannweite des DLP der Patientenstudie.

3.3.1 Beurteilung der subjektiven Bildqualität

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Beurteilung der subjektiven Bildqualität im Bereich der oberen und unteren HWS dargestellt.

3.3.1.1. Wirbelkörper C3

Auf der Ebene von C3 konnte die Dosis in allen Studienprotokollen mit einer durchschnittlichen effektiven Dosis von 0.25 mSv (Röhrenstrom: 20-10 mA,

Protokollnr. VII.) deutlich gesenkt werden. Das war trotz signifikanter Unterschiede der Körperparameter möglich. So reichte der BMI der untersuchten 10 Patienten von 20.3 kg/m² bis 30.9 kg/m², die Größe von 1.63 m bis 1.93 m, das Gewicht von 56 kg bis 100 kg, der a.p. Durchmesser der Brust von 18 cm bis 26 cm und der laterale Brustdurchmesser von 40 cm bis 48 cm. Generell wurden axiale Reformationen besser bewertet als sagittale Reformationen. In den meisten Fällen konnte eine diagnostische Bildqualität auch bei einer niedrigen Strahlendosis erreicht werden. So war zum Beispiel die Bildqualität der axialen Reformationen des Wirbelkörpers C3 bei einer Effektivdosis von 0.49 mSv (Röhrenstrom 60-10 mA, Protokollnr. V.) nicht signifikant schlechter als die Bildqualität des Standardprotokolls ($p = 0.125$). Die sagittalen Reformationen der meisten Studienprotokolle wurden zwar signifikant schlechter bewertet ($p < 0.0001$), waren aber dennoch diagnostisch verwertbar. Eine Ausnahme war das Protokoll Nr. I. mit einer effektiven Dosis von 1.81. mSv, welche vergleichbar zum Standardprotokoll war ($p > 0.9999$). Die Werte der subjektiven Beurteilung auf der Höhe des Wirbelkörpers C3 werden in Tabelle 11 und 12 aufgeführt.

Scanmodus	Protokollnummer	Wirbelkörper C3 Axiale Reformationen				
		Spann- weite Min	Max	Median	p-Wert	Cron- Bachs α
ST	Standard	2	2	2	-	1.000
HD	I.	2	2	2	>0.9999	1.000
	II.	1	2	2	0.157	0.750
	III.	1	2	2	0.250	0.897
	IV.	1	2	2	0.125	0.919
	V.	1	2	2	0.125	0.919
	VI.	1	2	2	0.016*	0.789
	VII.	1	2	2	0.002*	0.949

Tabelle 11: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C3 für die axialen Reformationen, Cronbachs α und p-Werte. Signifikante p-Werte sind mit einem * gekennzeichnet.

Scanmodus	Protokollnummer	Wirbelkörper C3 Sagittale Reformationen				
		Spann- weite Min Max		Median	p-Wert	Cron- Bachs α
ST	Standard	2	2	2	-	1.000
HD	I.	2	2	2	>0.9999	1.000
	II.	1	2	2	0.016*	0.902
	III.	1	2	2	0.016*	0.943
	IV.	1	2	2	0.008*	0.943
	V.	1	2	2	0.008*	0.949
	VI.	1	2	2	<0.0001*	0.938
	VII.	1	2	2	<0.0001*	0.826

Tabelle 12: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C3 für die sagittalen Reformationen, Cronbachs α und p-Werte. Signifikante p-Werte sind mit einem * gekennzeichnet.

3.3.1.2. Wirbelkörper C7

Im Bereich der unteren HWS, in unserer Studie wurde diese Ebene durch den Wirbelkörper C7 dargestellt, ist die Möglichkeit der Dosisreduktion eingeschränkt. Dennoch konnte bei 7 von 10 Patienten der Röhrenstrom auf 110 mA (Protokollnr. III.) reduziert werden, was einer effektiven Dosis von 0.69 mSv entsprach und damit 24% unter der des konventionellen Röntgens (0.91 mSv) lag. Dabei handelte es sich um Patienten mit durchschnittlichen Körpermaßen wie durchschnittlichem BMI, geringem a.p. Brustdurchmesser und einer niedrigen Schulterposition. Hingegen musste bei Patienten mit höherem BMI, großem a.p. Brustdurchmesser und hoch positionierten Schultern die Dosis auf der Ebene von C7 auf bis zu 1,81 mSv (Röhrenstrom: 300-10 mA, Protokollnr: I.) erhöht werden, um noch verwertbare Bilder zu erhalten. Das war vor allem bei den sagittalen Reformationen der Fall. In Tabelle 13 und 14 werden die Werte der subjektiven Beurteilung auf Höhe des Wirbelkörpers C7 aufgeführt.

Scanmodus	Protokollnummer	Wirbelkörper C7 Axiale Reformationen				
		Spann- weite Min Max		Median	p-Wert	Cron- Bachs α
ST	Standard	1	2	2	-	0.836
HD	I.	1	2	2	0.157	0.729
	II.	0	2	1	<0.0001*	0.961
	III.	0	2	1	<0.0001*	0.884
	IV.	0	2	1	<0.0001*	0.810
	V.	0	2	1	<0.0001*	0.865
	VI.	0	2	0	<0.0001*	0.789
	VII.	0	2	0	<0.0001*	0.848

Tabelle 13: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C7 für die axialen Reformationen, Cronbachs α und p-Werte. Signifikante p-Werte sind mit einem * gekennzeichnet.

Scanmodus	Protokollnummer	Wirbelkörper C7 Sagittale Reformationen				
		Spann- weite Min Max		Median	p-Wert	Cron- Bachs α
ST	Standard	1	2	2	-	0.847
HD	I.	1	2	2	0,527	0.872
	II.	0	2	1	<0.0001*	0.961
	III.	0	2	1	<0.0001*	0.923
	IV.	0	2	1	<0.0001*	0.910
	V.	0	2	1	<0.0001*	0.919
	VI.	0	1	0	<0.0001*	0.832
	VII.	0	1	0	<0.0001*	0.872

Tabelle 14: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C7 für die sagittalen Reformationen, Cronbachs α und p-Werte. Signifikante p-Werte sind mit einem * gekennzeichnet.

3.3.1.3. Zusammenfassung

Insgesamt konnte das Studienprotokoll Nr. I. mit einer effektiven Dosis von 1.81 mSv eine diagnostische Bildqualität für alle Patienten auf beiden Ebenen C3 und C7 gewährleisten. Die Bewertungen hinsichtlich der Bildqualität des Studienprotokolls Nr. I. waren nicht signifikant verschieden zu den Bewertungen der Bildqualität des Standardprotokolls bei allen Patienten (Wirbelkörper C3: axiale und sagittale Bilder: $p > 0.9999$; Wirbelkörper C7: axiale Bilder: $p = 0.157$, sagittale Bilder: $p = 0.527$).

Die Werte des Cronbachs α Korrelationskoeffizienten hatten eine Spannweite von 0.729 bis 1.000, wodurch eine akzeptable bis sehr gute Konsistenz der Bewertungen gewährleistet war.

3.3.2. Einfluss der Körperparameter auf die Effektivdosis

Die applizierte Effektivdosis wurde beeinflusst von den unterschiedlichen Körperparametern. Der Pearsons Korrelationskoeffizient für die jeweilige lineare Korrelation zwischen Strahlendosis und BMI, Gewicht, Größe, lateralem und a.p. Brustdurchmesser betrug -0.835 ($p=0.01$), -0.608 ($p=0.110$), -0.199 ($p=0.637$), -0.565 ($p=0.145$) und -0.872 ($p=0.005$), respektive. Der Spearmans Korrelationskoeffizient betrug -0.788 ($p=0.02$) für die Schulterposition. Diese Daten zeigen, dass BMI, a.p. Brustdurchmesser und Schulterposition sich signifikant auf die effektive Dosis und die diagnostische Bildqualität auswirken.

Tabelle 15 listet für jeden der untersuchten 10 Patienten spezifische Daten auf die beschreiben, bei welcher Dosis auf der Höhe von C3 und C7 noch eine diagnostische Bildqualität erreicht wurde. Dabei konnte für diese Studie ein oberer Grenzwert unterschiedlicher Körperparameter festgelegt werden, bei welchem sich die applizierte Effektivdosis unter der des konventionellen Röntgen befand. Dieser lag bei einem BMI von 27.2 kg/m², einem a.p. Brustdurchmesser von 22 cm und einer Positionierung der Schultern auf der Höhe von C4.

Die Daten zeigen, dass bei zwei Patienten (Patient Nr. 7 und 8, Tabelle 15, Abbildung 8 und 9) eine diagnostische Bildqualität bei einer geringen Effektivdosis von 0.38 mSv (Protokollnr. VI., Röhrenstrom 40-10 mA) gewährleistet werden konnte, was 42% der effektiven Dosis des konventionellen Röntgens entsprach. Diese Patienten hatten einen niedrigen BMI, einen schmalen a.p. Brustdurchmesser und niedrige Schulter- bzw. eine Schwimmerposition. Wenn man nun die

Strahlendosis der Dosis der CR, in dieser Studie entsprach dies einer Effektivdosis von 0.91 mSv, annäherte, konnte mit dem Studienprotokoll Nr. III. (0.69 mSv, 110-10 mA) bei weiteren 5 Patienten (Patient Nr. 4, 5, 6, 9 und 10, Tabelle 15) eine diagnostische Bildqualität erreicht werden. Bei drei Patienten (Patient Nr. 1, 2 und 3, Abbildung 9) mit hohen Werten für BMI, a.p. Brustdurchmesser und hoher Schulterposition, war es auf der Höhe des Wirbelkörpers C7 nur möglich eine diagnostische Bildqualität zu erreichen mit einem Röhrenstrom von 300 mA im HD-Modus, welches einer effektiven Dosis von durchschnittlich 1.81 mSv entsprach.

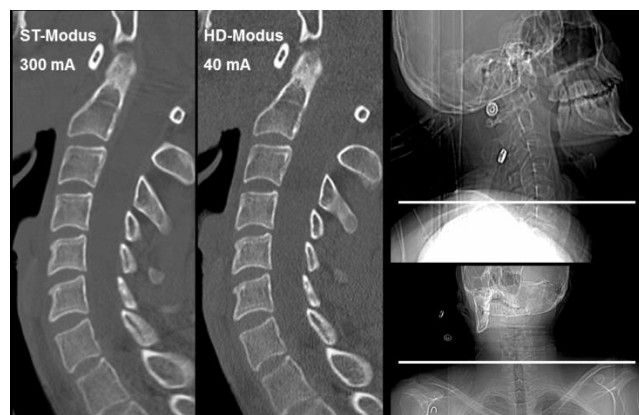


Abbildung 8: Patient Nr. 7: vergleichbare diagnostische Bildqualität bei 300 mA im ST-Modus und 40 mA im HD-Modus, entsprechend einer effektiven Dosis von 0.38mSv. BMI: 21.9 kg/m², Schulterposition: C5/6, a.p. Brustdurchmesser: 17 cm. Die weiße Linie markiert die Schulterposition.

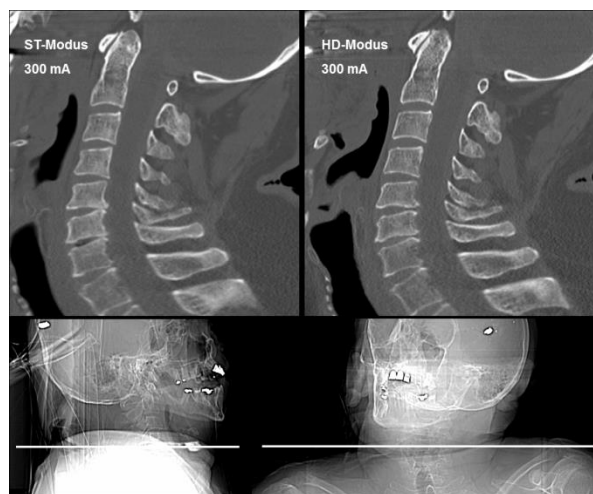


Abbildung 9: Patient Nr. 1: diagnostische Bildqualität mit 300 mA im HD-Modus, entsprechend einer effektiven Dosis von 1.81 mSv. BMI: 30.9, Schulterposition: C3/4, a.p. Brustdurchmesser: 26 cm. Die weiße Linie markiert die Schulterposition.

Die Schwimmerposition stellt eine Besonderheit dar, weil die Schultern der Patienten nicht auf gleicher Höhe liegen. Bei diesen Patienten konnte eine diagnostische Bildqualität mit niedrigerem Röhrenstrom (Röhrenstrom: 60-10mA und 40-10mA, durchschnittliche Effektivdosis: 0.49mSv und 0.38mSv) erreicht werden, auch wenn ein höherer BMI oder ein höheres Gewicht vorlagen (Patient Nr. 4 und 8, Tabelle 15, Abbildung 10).

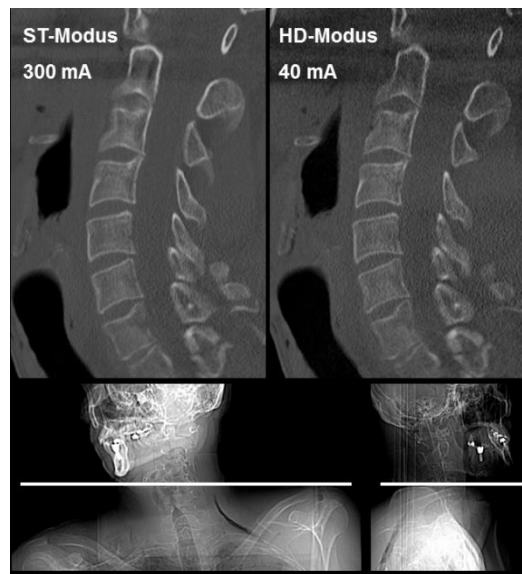


Abbildung 10: Patient Nr. 8: vergleichbare diagnostische Bildqualität bei 300 mA im ST-Modus und 40 mA im HD-Modus, entsprechend einer effektiven Dosis von 0.38 mSv. BMI: 21.7 kg/m², Schwimmerposition, a.p. Brustdurchmesser: 16 cm. Die weiße Linie markiert die Schulterposition.

Patientennr.	Körperparameter						Protokollnr. (oberes Limit des Röhrenstroms (mA))								
	BMI (kg/m ²)	Größe (m)	Gewicht (kg)	Lat. D. (cm)	A.p. D. (cm)	Schulterposition		C3				C7			
						Anatom. Position	Nennwert	Axial	Sagittal		Axial	Sagittal			
1	30,9	1,8	100	48	26	C3/4	4	VII.	20	VII.	20	II.	150	I.	300
2	27,5	1,63	73	46	25	C4	3,5	VII.	20	VII.	20	III.	110	I.	300
3	27,2	1,83	91	47	22	C3/4	4	VII.	20	VII.	20	III.	110	I.	300
4	25,5	1,75	78	44	22	Schwimmer		VII.	20	VII.	20	VI.	40	V.	60
5	24,9	1,69	68	46	19	C5/6	2	VII.	20	VII.	20	V.	60	V.	60
6	23,8	1,8	71	45	20	C4	3,5	VII.	20	VII.	20	IV.	80	III.	110
7	21,9	1,92	80	44	17	C5/6	2	VII.	20	VII.	20	VII.	20	VI.	40
8	21,7	1,83	73	44	16	Schwimmer		VII.	20	VII.	20	VII.	20	VI.	40
9	21,4	1,87	75	46	20	C5	2,5	VII.	20	VII.	20	VI.	40	V.	60
10	20,3	1,66	56	40	18	C4/5	3	VII.	20	VII.	20	V.	60	V.	60

Tabelle 15: Individuelle Daten der Patientenstudie, für die niedrigste applizierte Dosis mit noch diagnostischer Bildqualität.

4. Diskussion

Die Entwicklung der Spiral-CT formte einen entscheidenden Schritt in der Verfeinerung der bildgebenden Technik. Mit ihrer Hilfe konnten zum ersten Mal Volumendaten ohne den Verlust anatomischer Details akquiriert werden. Durch die ständige technischen Weiterentwicklung der Computertomographie vom Einzeilen-Spiral-CT über das Zweizeilen-Spiral-CT bis hin zum Multidetektor-Spiral-CT ist es mittlerweile möglich, Bilder von einer diagnostischen Bildqualität bei deutlich geringerer Strahlendosis als bei der Einführung dieser Technologie zu erhalten.

Im Jahr 1998 wurde das erste Spiral-CT mit 4 Detektorzeilen eingeführt. In den darauffolgenden Jahren verdoppelte sich die Schichtzahl stetig. Durch die Erhöhung aktiver Detektorzeilen konnten mehrere Abschnitte simultan aufgenommen und damit die Untersuchungszeit reduziert werden. Weil es nun möglich war, Aufnahmen innerhalb einer Atempause zu machen, konnten Bewegungsartefakte minimiert werden. Eine dünnere Schichtgebung führte zu einer deutlichen Verbesserung der räumlichen Auflösung durch isotrope Voxel und schließlich zur Erhöhung der diagnostischen Präzision.

Durch den Fortschritt der CT-Technologie erhöhten sich die Indikationen für diese Art der Bildgebung. Auch bei der Untersuchung der HWS hat die Computertomographie Einzug gehalten und verdrängt nach und nach die CR. In einem Zeitraum von 2000 bis 2005 stieg die Anwendung der CT in diesem Bereich um 463% (38). Die CT ist der CR in allen diagnostischen Parametern überlegen und als schnelle und etablierte Methode der Bildgebung mittlerweile in weiten Teilen der Welt verfügbar. Ein entscheidendes Problem jedoch ist die damit assoziierte Erhöhung der Strahlendosis, ist die Strahlenbelastung durch die CT doch deutlich höher als durch die CR. So werden bei der Untersuchung der HWS Werte von 2.4 mSv bis zu 26 mSv erreicht (37, 77, 78). Im Gegensatz dazu fällt die in dieser Studie gemessene effektive Dosis für a.p. und laterale Röntgenaufnahmen der HWS mit 0,9 mSv deutlich geringer aus.

Ich wollte mit dieser Studie analysieren, ob es Dank der fortschrittlichen Technik möglich ist, die CT-Untersuchung so durchzuführen, dass die applizierte Dosis gleich oder niedriger als die der CR ist. Wegen der geringen Fallzahl von zehn Patienten ist diese Studie als Pilotstudie zu verstehen.

4.1. Interpretation der Ergebnisse

Mit den Ergebnissen dieser Studie können die zu Beginn gestellten Hypothesen bestätigt werden.

1. Die Computertomographie kann die Projektionsradiographie bei der Bildgebung der HWS ersetzen ohne die Strahlenbelastung für den Patienten zu erhöhen. Es ist sogar möglich, eine diagnostische Bildqualität zu erreichen mit einer geringeren effektiven Äquivalentdosis.
2. Durch den HD-Modus kann die Bildqualität beibehalten werden und dies bei niedriger Dosis.
3. Es gibt unterschiedliche Körperparameter welche die applizierte Dosis beeinflussen. Adaptierte und individualisierte Scanprotokolle helfen dabei, die Dosis für den Patienten so gering wie möglich zu halten.

Im Folgenden möchte ich diese Punkte weiter erläutern und zeigen, dass unsere im Absatz „Zielsetzung der Studie“ (Abschnitt 1.3.) formulierten Hypothesen bestätigt werden konnten.

4.1.1. Phantomstudie

Mit den Daten der Phantomstudie, welche der Patientenstudie vorausgegangen war, konnte gezeigt werden, dass durch die Einführung der HD-Technik in der Computertomographie auch bei einem sehr niedrigen Röhrenstrom die Hochkontrastauflösung der bisherigen CT-Bildgebung, die ohne HD-Technik arbeitete, beibehalten werden konnte. Bei dem Standardprotokoll, das mit einem Röhrenstrom von 300 mA, sowie dem Protokoll Nr. VIII, das mit einem Röhrenstrom von 10 mA im HD-Modus durchgeführt wurde, zeigten die Bilder eine gleich hohe Auflösung von durchschnittlich 11 lp/cm. Im Gegensatz dazu wurde bei dem HD-Protokoll mit 300 mA eine höhere Auflösung gemessen. Damit konnte gezeigt werden, dass die HD-Technik eine technische Weiterentwicklung ist, mit der man eine bessere Auflösung und damit eine geringere Strahlenexposition für den Patienten erzielen kann. Diese quantitativen Daten dienten als Grundlage für die Patientenstudie. Alle Untersuchungen in der Patientenstudie wurden daraufhin im HD-Modus durchgeführt, um die Bildqualität bei gleicher Dosis zu verbessern.

4.1.2. Patientenstudie

Die Ergebnisse unserer Patientenstudie zeigen, dass bei 70% der untersuchten Patienten die CR durch die CT auf dosisneutraler Ebene ersetzt und dabei ein BMI von 27 kg/m² als oberer Grenzwert gesetzt werden kann.

Mit Hilfe des HD Scanmodus des Discovery 750 HD von GE konnte eine diagnostische Bildqualität auf der Höhe des Wirbelkörpers C3 bei nur 0.2-0.3 mSv (20mA) gesichert werden. Bei der röntgenologischen Untersuchung des Alderson Phantoms wurde eine durchschnittliche effektive Dosis von 0.91 mSv gemessen. Demnach entspricht die applizierte Dosis durch die CT weniger als einem Drittel der effektiven Dosis der CR.

Da die Hälfte der Frakturen der HWS auf der Höhe von C7 passiert, ist eine zuverlässige Bildgebung dieses Bereiches notwendig. Um in dieser Studie eine diagnostische Bildqualität auf diesem Level beibehalten zu können, musste je nach Patient eine unterschiedlich hohe Dosis angewendet werden. Das Dosislevel variierte stark und wurde von der unterschiedlichen Konstitution der Patienten beeinflusst. Die Spannweite der applizierten Dosis reichte auf dieser Höhe von 0.25 mSv bis zu 1.81 mSv.

4.1.2.1. Zusammenhang von Körpermaßen und Strahlenexposition

In dieser Arbeit wurde eine deutliche Korrelation zwischen verschiedenen Körperparametern und der Strahlenexposition bei der computertomographischen Untersuchung der HWS gemessen. Dabei konnten diejenigen Körpermaße identifiziert werden, die die Bildqualität bei der Niedrigdosis-CT beeinflussen. Vor der Untersuchung wurden unterschiedliche Parameter erhoben, die im Nachhinein in Zusammenhang mit der applizierten Dosis gesetzt wurden.

Es konnte gezeigt werden, dass vor allem der BMI, der a.p. Brustdurchmesser und die Schulterposition mit den Dosisleveln der CT korrelieren. Ein signifikanter Zusammenhang wurde zwischen der Strahlenbelastung und dem BMI, dem a.p. Brustdurchmesser und der Position des Schultergürtels gemessen. Die sogenannte Schwimmerposition, bei der der Patient einen Arm abduziert und den anderen in niedriger Position hält, schien einen positiven Effekt auf die Bildqualität zu haben. Die

höchste Korrelation gab es zwischen dem a.p. Brustdurchmesser und der resultierenden Effektivdosis (Pearsons Korrelationskoeffizient: -0,872).

Lagen die Werte für BMI, Schulterposition und a.p. Brustdurchmesser im mittleren Bereich, konnte durch das MDCT eine zuverlässige diagnostische Bildqualität gewährleistet werden auf der Höhe des Wirbelkörpers C7 bei 0.3-0.9 mSv (40mA-110mA, Abbildung 11). Damit wurde eine Effektivdosis appliziert die diejenige der CR nicht überschritt. Bei Patient Nr.1, dessen BMI bei 30,9 lag, war eine adäquate Bildgebung in der sagittalen Ebene des Wirbelkörpers C7 nur bei einer Effektivdosis von 1,81 mSv möglich (150mA, Abbildung 12). Bei der Schwimmerposition reichte ein Röhrenstrom von 40mA-60mA (Effektivdosis: 0.29mSv-0.58mSv) aus (Abbildung 13).

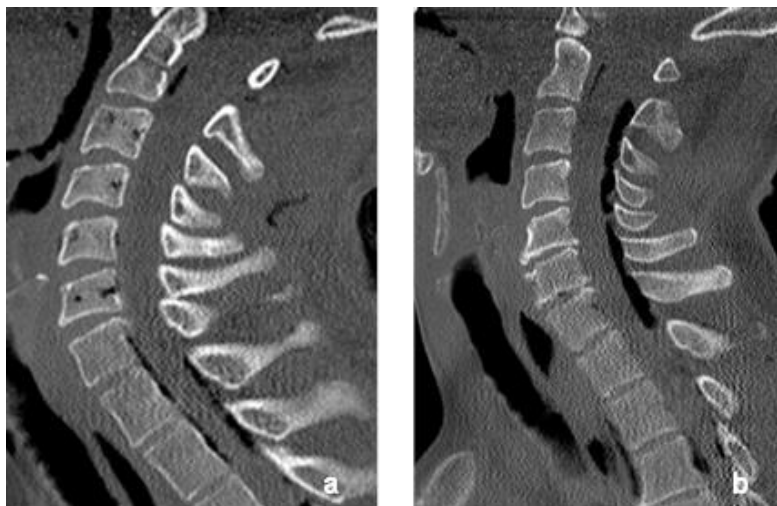


Abbildung 11: Diagnostische Bildqualität auf der Höhe von C7 mit 110 mA (a) und mit 60 mA (b).



Abbildung 12: Diagnostische Bildqualität auf der Höhe von C7 mit 150 mA.



Abbildung 13: Diagnostische Bildqualität auf der Höhe von C7 mit 40 mA.

Die Werte für BMI und a.p. Brustdurchmesser konnten vor der CT-Untersuchung des Patienten gemessen werden durch die Bestimmung von Gewicht und Größe, und am Bildschirm mit Hilfe des Scout-Scans.

4.1.3. Schlussfolgerung

Mangels anderer Studien, die eine Dosisreduktion bei der Untersuchung der HWS erforschen, gibt es bisher keine vergleichbaren Daten. Unsere Ergebnisse zeigen, dass die CT die CR bei der Bildgebung der HWS ersetzen kann, ohne die Strahlenbelastung für den Patienten zu erhöhen. Damit konnte die Haupthypothese, dass die CR bei der Bildgebung auf dosisneutralem Niveau durch die CT ersetzt werden könne, bestätigt werden.

4.2. Literaturvergleich

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse dieser Studie in Zusammenhang mit anderen wissenschaftlichen Publikationen zu diesem Thema gesetzt.

4.2.1. Entwicklung der Bildgebung bei HWS-Trauma

Am Anfang der Spiral-CT-Technik kam es wegen der langen Aufnahmezeit zu einem Missverhältnis zwischen der Auflösung in der Longitudinalachse und jener in der Schicht, so dass das Ideal isotroper Voxel nicht erreicht werden konnte. Auch bei den

Geräten mit 4, beziehungsweise 16 Zeilen, konnte keine perfekte dreidimensionale räumliche Auflösung erzielt werden. Erst mit der Einführung eines Multidetektorsystems mit 16 Zeilen im Jahr 2002 wurde eine isotrope Auflösung im Submillimeterbereich innerhalb einer kurzen Akquisitionszeit möglich. Das legte den Grundstein für dreidimensionale Bildrekonstruktionen wie die Multiplanare Rekonstruktionen, die heute eine wichtige Komponente in der medizinischen Bildgebung darstellt (92). Es war nun möglich, Bilder in unterschiedlichen Ebenen zu rekonstruieren (95). Mit der Anzahl von Detektorreihen stieg die Leistungsfähigkeit der CT stetig und mit ihr die Indikationen für eine computertomographische Bildgebung.

Seit der Einführung der 16-Zeilen-MDCT gab es deshalb auch in der Indikationsstellung für die Bildgebung bei HWS-Trauma einen deutlichen Umschwung von der CR zur CT. Die ersten Studien, die sich mit dieser Thematik befassen, stammen aus dem Jahr 2003. In der Literatur herrscht Einigkeit darüber, dass die CT bei der Bildgebung der HWS der CR überlegen ist. In allen Arbeiten, die ich im Folgenden vorstellen möchte, ist die wichtigste Erkenntnis, dass Sensitivität und Spezifität der CT über derer der CR liegen, sei es bei einfachem HWS-Trauma oder bei polytraumatisierten Patienten. Diese Feststellung diene als Grundlage für die vorliegende Studie.

Trotz der diagnostischen Überlegenheit, ist die mit einer CT-Untersuchung assoziierte Strahlenbelastung höher als die der CR. Ein weiterer wichtiger Punkt, welcher im Folgenden diskutiert werden soll, ist deshalb die Möglichkeit, mit der modernen Technik der MDCT, die auch in meiner Studie angewendet wurde, eine Reduktion der Strahlenbelastung zu erwirken.

In dieser Arbeit konnte ein Zusammenhang zwischen verschiedenen Körperparametern und der applizierten Dosis festgestellt werden. Zu diesem Thema existieren Studien, die zu dem gleichen Ergebnis kamen und im darauffolgenden Absatz diskutiert werden sollen.

4.2.2. CT kontra CR

4.2.2.1. Indikationsstellung

Bei der Indikationsstellung zur Bildgebung bei HWS-Trauma muss man grundsätzlich zwischen singulärem HWS-Trauma und Polytrauma unterscheiden. Bei einfachem HWS-Trauma kann mit Hilfe der CCR und der NEXUS-Kriterien entschieden werden, ob der Patient überhaupt eine Bildgebung benötigt. Es ist erwiesen, dass die Anwendung dieser Leitlinien die Anzahl von CT-Untersuchungen zum Screening der HWS um 20% reduzieren konnten (96). Bei Patienten mit multiplem Trauma werden diese Kriterien nicht angewendet, da in diesem Fall eine sofortige Ganzkörperaufnahme mit CT indiziert ist (52).

4.2.2.2. Polytrauma

Diverse Studien belegen, dass, um okkulte Verletzungen nicht zu übersehen und Zeit zu sparen, bei Patienten mit multiplem Trauma ein Ganzkörperscan durchgeführt werden sollte. In einer multizentrischen, randomisierten, klinischen Studie von Sierink et al. wurden polytraumatisierte Patienten zur ersten Begutachtung entweder einer Ganzkörper-CT oder einer selektiven CT, auf Leitlinien basierend, unterzogen (52). Die Studiengruppe kam zu dem Schluss, dass ein Ganzkörperscan einer selektiven CT vorzuziehen ist um Mortalität und Morbidität zu senken. Bei Sampson et al. wurden in einer Periode von 7 Jahren 296 Patienten mit multiplem Trauma einem Ganzkörperscan unterzogen (53). Neben anderen lebensbedrohlichen Verletzungen wurden 19 HWS-Frakturen diagnostiziert, die bei einem vorher durchgeführten lateralen Röntgen der HWS nicht gezeigt werden konnten. In einer Arbeit über polytraumatisierte, bewusstlose und intubierte Patienten berichten Brohi et al. von einer Sensitivität für laterale Röntgenaufnahmen von nur 39,3% für alle, und von 51,7% für instabile Verletzungen (49). Im Gegensatz dazu betrug die Sensitivität der CT 98,1% und die Spezifität 98,8%. Keine instabile Verletzung wurde durch die CT übersehen. Aus der Studienlage kann man schließen, dass bei Mehrfachverletzungen zur Diagnostik immer eine CT angewendet werden sollte.

4.2.2.3. Einfaches HWS-Trauma

Anders verhält es sich bei einfachem HWS-Trauma. In vielen Notfallzentren ist die initiale bildgebende Untersuchung durch die CR immer noch Standard, auch wenn zahlreiche Studien die Vorteile einer computertomographischen Untersuchung hervorheben. In einer Studie von Bailitz et al. wurden 1505 Patienten, die eines oder mehrere der NEXUS-Kriterien trafen, untersucht (36). Durch die CT konnten alle 78 Verletzungen, davon 50 klinisch signifikante, entdeckt werden, durch die CR nur 18. Auch Gale et al. vertreten die Meinung, dass es für die CR bei der Bildgebung der HWS keine Verwendung mehr gibt (42). In ihrer Studie konnte in 72,2% der Fälle die HWS durch die CR nicht vollständig abgebildet werden. Die Sensitivität betrug in dieser Studie für die CR 31,6%, für die CT hingegen annähernd 100%. In einer Metaanalyse von 7 Studien durch Holmes et al. betrug die Sensitivität der CR 52%, die der CT hingegen 98% (44). Weitere Studien berichten von einer Sensitivität und Spezifität der CT von annähernd 100% (37, 46). Ein zusätzlicher Grund die CT der CR vorzuziehen liegt darin, dass sie schneller durchführbar ist und mit geringerem technischem Aufwand betrieben werden kann. Meistens kann die HWS-CT an eine Schädel-CT angeschlossen werden, wodurch Zeitbedarf und Kosten sinken (41).

4.2.3. Dosismanagement in der CT

Trotz der deutlichen Überlegenheit der CT, muss die Anwendung dieser Technik individuell abgewogen werden. Die Strahlenbelastung für den Patienten ist bei vielen computertomographischen Untersuchungen deutlich höher als bei einer projektionsradiographischen Bildgebung. Da sich die effektive Äquivalentdosis über das Leben eines Menschen summiert, steigt das Risiko einer Krebserkrankung mit jeder Untersuchung. Nach dem ALARA-Prinzip („As Low As Reasonably Achievable“) wird versucht, die Strahlenbelastung für den Patienten so niedrig wie möglich zu halten. Dazu gehört, dass man den Patienten vor unnötiger Strahlenbelastung schützt, indem man strenge Indikationen stellt und nur einen möglichst kleinen Bereich untersucht. Die vorliegende Studie hat mehrere Möglichkeiten der Strahlenreduktion mit einbezogen. Dabei spielt vor allem die automatische Anpassung des Röhrenstroms (ATCM) eine wichtige Rolle. Durch die Anpassung des Röhrenstroms an die Anatomie des Patienten kann die Dosis bei jedem Patienten individuell gesenkt werden. Einige andere Studien kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass eine Kontrolle der Strahlenbelastung durch Protokolle mit

einer Röhrenstrommodulation erreicht werden kann (97). In einer Studie von Kalra et al. wurden mehrere Strategien zur Dosisoptimierung diskutiert (16). Besonders hervorgehoben wurde auch hier die automatische Modulation des Röhrenstroms (ATCM). Des Weiteren könne durch eine reduzierte Röhrenspannung die Strahlenbelastung für den Patienten minimiert werden. Allerdings geht eine Reduktion der Röhrenspannung deutlich zu Lasten der Bildqualität. Laut Kalra et al. ist deswegen eine sorgfältige Einstellung anderer Scanparameter wie Scanlänge, Pitch, Rotationszeit und Kollimation essentiell. Zudem erfährt der Patient durch genaue Abgrenzung des Scanbereichs eine niedrigere Strahlenbelastung als durch eine großflächige Untersuchung. Ein hoher Pitch reduziert die Strahlung, wobei die Bildqualität unter der Entstehung von Artefakten leiden kann. Auch die Breite der Kollimation wurde diskutiert, da durch eine weite Kollimation zwar eine Reduktion der Strahlenbelastung erfolgt, gleichzeitig aber die Möglichkeit einer dünn-schichtigen Rekonstruktion minimiert wird. Bei Kalra et al., wie auch in dieser Studie, ist das oberste Ziel eine gute Bildqualität zu erreichen durch die sorgfältige Auswahl der Scanparameter. Die in der vorgestellten Studie von Kalra et al. genannten Aspekte wurden auch in dieser Studie beachtet. Vor allem aber die automatische Anpassung des Röhrenstroms spielte in dieser Arbeit eine große Rolle. Damit konnten die verschiedenen Körperparameter berücksichtigt und eine adäquate Bildgebung bei jeder Konstitution gewährleistet werden.

4.2.4. Körperparameter

In dieser Arbeit wurde ein deutlicher Zusammenhang zwischen unterschiedlichen Körpermaßen und der Strahlenexposition aufgezeigt. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch andere Studiengruppen. Zarb et al. haben einen Zusammenhang zwischen dem a.p. Brustdurchmesser, dem Gewicht und der angewendeten Strahlendosis festgestellt (98). In der vorliegenden Studie bestand die höchste Korrelation ebenfalls zwischen a.p. Brustdurchmesser und Strahlendosis. Wirth et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die Bildqualität bei Untersuchung der HWS und des Schädels mittels CT durch eine tiefstehende Schulterposition verbessert werden kann (99). Durch das aktive Herunterziehen der Schultern konnte eine Reduktion des Rauschens von 30% erreicht werden. Beide Studiengruppen schlagen vor den a.p. Brustdurchmesser vor jeder Untersuchung zu messen und die Scanprotokolle mit Hilfe dieses Parameters an die Konstitution der Patienten individuell anzupassen.

Kane et al. untersuchten den Vorteil der Schwimmerposition bei der Bildgebung der HWS und kamen zu dem Ergebnis, dass die Lagerung der Patienten in dieser Position einen Vorteil gegenüber der konventionellen Lagerung hat, weil dadurch Artefakte reduziert werden konnten (100).

4.2.5. Phantom- und Kadaverstudien

Um einheitliche Referenzwerte zu bekommen, wurden in dieser Studie zwei unterschiedliche Phantome verwendet. Das Alderson Phantom diente dazu, die effektive Äquivalentdosis durch die CR zu messen. Zur Beurteilung der Hochkontrastauflösung wurde das Catphan Phantom benutzt. Kalender et al. untersuchten schon 1999 Phantome, um die effektive Äquivalentdosis durch einen CT-Scan mit automatischer Röhrenstrommodulation zu quantifizieren (101). Des Weiteren wurden in dieser Arbeit Leichen als Untersuchungsobjekte verwendet, um keinen lebenden Patienten der Strahlenbelastung auszusetzen. Dies ist eine bewährte Methode in der Forschung, vor allem bei Studien bei denen mehrere Dosisreduktionsstufen am gleichen Objekt getestet werden müssen. Cohnen et al. konnten zum Beispiel an in Formalin fixierten Leichen zeigen, dass bei einer Schädel-CT-Aufnahme eine Dosisreduktion von bis zu 40% ohne einen Verlust an Bildqualität möglich ist (102).

4.3. Limitationen der Studie

4.3.1. Geringe Fallzahl

Die vorliegende Studie versteht sich als Pilotstudie. Eine wesentliche Einschränkung dieser Studie ist die geringe Fallzahl, da insgesamt nur 10 Patienten untersucht wurden. Es wurden außerdem nur Patienten im Alter von $41,5 \pm 9,5$ Jahren in die Studie mit eingeschlossen. Gerade bei alten Patienten ist die Wahrscheinlichkeit, wegen stärkerer degenerativer Veränderungen der Wirbelsäule eine Fraktur der HWS zu übersehen, größer.

Durch die geringe Anzahl an Patienten waren auch die Körperparameter unterschiedlich stark verteilt. Der größere Teil der Patienten hatte einen BMI unter 25 und war somit normalgewichtig, drei Patienten waren übergewichtig mit einem BMI zwischen 25 und 30 und einer der Patienten war adipös mit einem BMI von 30. Durch

die breite Spanne des BMI konnten aber trotz der geringen Anzahl von Patienten repräsentative Daten gewonnen werden. Außerdem wurden 8 verschiedene Protokolle mit jeweils zwei Rekonstruktionsebenen und zwei verschiedenen anatomischen Bereichen evaluiert (64 Datensätze pro Patient), wodurch eine sehr effiziente intraindividuelle Datenanalyse möglich war.

4.3.2. Totenstarre

Die Studie wurde an Leichen durchgeführt die aus der Rechtsmedizin zur virtuellen Autopsie in das radiologische Institut kamen. Oft lagen schon mehrere Stunden zwischen dem Todeszeitpunkt und der computertomographischen Untersuchung, weshalb bei allen in der Studie eingeschlossenen Leichen schon die Totenstarre eingetreten war. Dieser Umstand machte es schwierig, die Leichen in eine ideale Position zu bringen. Vor allem bei der Positionierung des Schultergürtels entstanden Probleme durch die Steifigkeit. Häufig standen die Schultern sehr hoch, wodurch die Entstehung von Artefakten begünstigt wurde. Man kann vermuten, dass es vor allem im Bereich des Wirbelkörpers C7 durch diesen Umstand zu einer erhöhten Strahlenbelastung kam, die bei kooperativen Patienten und idealer Position der Schultern minimiert werden könnte.

Auch wenn in dieser und in anderen Studien ein positiver Zusammenhang zwischen einer Schwimmerposition, oder einer niedrigen Schulterposition und der applizierten Dosis entdeckt wurde, ist es fraglich, ob ein Patient, der sich mit einem akuten HWS-Trauma in der Notaufnahme vorstellt in der Lage ist, seine Schultern unter möglicherweise bestehenden Schmerzen zu bewegen.

4.3.3. Alderson Phantom

Die Röntgenuntersuchung wurde an einem Alderson Phantom durchgeführt und nicht an den gleichen Patienten die auch computertomographisch untersucht wurden. Die Körpermaße des Phantoms mit einer Größe von 175 cm und einem Gewicht von 73,5 kg entsprachen nicht den Maßen der Patienten. Um einen direkten Vergleich herstellen zu können, müsste man dieselben Patienten in zwei Schritten einer radiologischen Untersuchung mit der CT und mit der CR unterziehen.

4.3.4. Bewertung der subjektiven Bildqualität

Die Erfahrung der Auswerter spielt bei der Befundung von CT-Bildern eine große Rolle. Komplexe Frakturen sind für den unerfahrenen Radiologen oft schwer von anderen Strukturen abzugrenzen. Bei einer höheren Auflösung der Bilder ist die Darstellung feiner Frakturen einfacher und damit auch für den unerfahrenen Radiologen besser zu bewerten. Bei der Auswertung der Bilder beteiligten sich in dieser Studie drei Radiologen verschiedener Erfahrungsstufen. Einen geringen Unterschied bei der Beurteilung der Bilder gab es vor allem bei denjenigen mit niedriger Auflösung.

4.4. Ausblick

Mit Hilfe der Erkenntnisse dieser Pilotstudie sind eine niedrigdosierte Bildgebung der HWS und eine differenziertere Untersuchungsplanung möglich. Es können nun spezifische Scanprotokolle entwickelt werden, die sich nach der Körperform der Patienten richten. Durch Messungen oder Schätzungen der Körpermaße wie BMI und a.p. Brustdurchmesser vor dem CT-Scan wird dem Untersucher die Einstellung der CT-Parameter für eine Niedrigdosis-CT erleichtert. Wichtig ist vor allem die Einstellung der Grenzen des modulierten Röhrenstroms. Die obere Grenze sollte sich nach den Körpermaßen richten. Normalgewichtige Patienten können dadurch mit einer Dosisreduktion rechnen. Bei übergewichtigen, adipösen und sehr muskulösen Patienten besteht das Problem, dass es auf der Höhe von C7 noch einer deutlich höheren Dosis für eine adäquate Bildgebung der HWS bedarf. Aber auch bei ihnen ist durch den modulierten Röhrenstrom eine Bildgebung mit geringer Strahlenbelastung möglich.

Aufgrund der geringen Dosis können Patienten, die sich mit dem Verdacht auf HWS-Trauma vorstellen, statt einer röntgenologischen gleich einer computertomographischen Untersuchung unterzogen werden. Für den behandelnden Arzt würde sich die Entscheidung über die Art der Bildgebung und die Höhe der Strahlenbelastung erübrigen.

Die Studie hat eine große Relevanz, da das Gesundheitsrisiko durch eine erhöhte Strahlenbelastung sehr groß ist und man bei der Bildgebung der HWS jeden

Patienten nach dem ALARA-Prinzip der niedrigsten möglichen Strahlung aussetzen sollte. Eine Durchführung der Arbeit mit einem größeren Patientenkollektiv wäre ein lohnenswertes Vorhaben.

5. Zusammenfassung

Durch die rasche Weiterentwicklung der computertomographischen Technik von der Einzeilen-Spiral-CT zur Multidetektor-Spiral-CT, wurde eine immer exaktere radiologische Diagnostik möglich. Experten haben in den letzten Jahren mehrfach die Überlegenheit der CT gegenüber der CR bei der Bildgebung der HWS hervorgehoben. Dennoch besteht weiterhin das Problem einer im Verhältnis zur CR erhöhten Strahlenbelastung durch die CT.

Das Ziel dieser experimentellen Kadaverstudie war es zu untersuchen, ob die moderne MDCT als bildgebende Untersuchung der HWS die CR ohne Überschreiten der effektiven Äquivalentdosis der CR ersetzen kann. Zusätzlich sollte analysiert werden ob ein hochauflösender Scan-Modus geeignet ist die Bildqualität bei geringer Dosis zu verbessern und ob bestimmte Körperparameter die effektive Äquivalentdosis beeinflussen.

Mit Hilfe eines Phantoms wurde zunächst die Hochkontrastauflösung der CT-Plattform gemessen und damit eine objektive Grundlage für die Patientenstudie geschaffen. Für die CT-Untersuchung der Leichen wurden insgesamt acht Scanprotokolle mit unterschiedlichen Dosisreduktionsstufen verwendet. Durch eine automatische Röhrenstrommodulation passte sich der Röhrenstrom der Konstitution der Patienten an und ermöglichte dadurch eine möglichst niedrige Strahlenbelastung. Die akquirierten Bilder wurden von drei Radiologen hinsichtlich ihrer Bildqualität subjektiv beurteilt. Um beurteilen zu können, inwiefern unterschiedliche Körpermaße der Patienten einen Einfluss auf die Bildqualität haben, wurden verschiedene Körperparameter erhoben, die später in Zusammenhang mit der applizierten Dosis gesetzt werden konnten. Damit man die Strahlenbelastung für den Patienten abschätzen konnte, wurde bei jeder CT-Untersuchung die effektive Äquivalentdosis gemessen. Zusätzlich wurde als Referenzwert die effektive Äquivalentdosis der CR bestimmt.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass eine dosisreduzierte Bildgebung der HWS mit der CT möglich ist. Die Körperparameter der Patienten wurden mit den verfügbaren Dosisreduktionsstufen in Zusammenhang gesetzt. Anhand dieser Daten konnte für jeden Patienten eine individuelle Dosis bestimmt werden, mit der eine diagnostische Bildgebung noch möglich war.

6. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

6.1. Abbildungen

Abbildung 1: Die Canadian C-spine Rule (CCR).....	25
Abbildung 2: National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS) (69).....	26
Abbildung 3: Schemazeichnung des CTP528 Hochkontrastmoduls mit 21 Linienpaaren pro Zentimeter (lp/cm)	33
Abbildung 4: CT-Bilder der HWS in sagittaler Schnitfführung.....	37
Abbildung 5: Beispiel eines Dosisberichts.	38
Abbildung 6: lateraler Scout, Schulterposition auf Höhe C3/C4 (a), auf Höhe C5/C6 (b) und in der Schwimmerposition (c).	40
Abbildung 7: Messung der Hochkontrastauflösung mit dem Catphan Phantom	43
Abbildung 8: Patient Nr. 7: vergleichbare diagnostische Bildqualität bei 300 mA im ST-Modus und 40 mA im HD-Modus.....	50
Abbildung 9: Patient Nr. 1: diagnostische Bildqualität mit 300 mA im HD-Modus.....	50
Abbildung 10: Patient Nr. 8: vergleichbare diagnostische Bildqualität bei 300 mA im ST-Modus und 40 mA im HD-Modus.....	51
Abbildung 11: Diagnostische Bildqualität auf der Höhe von C7 mit 110 mA (a) und mit 60 mA (b)	56
Abbildung 12: Diagnostische Bildqualität auf der Höhe von C7 mit 150 mA.....	57
Abbildung 13: Diagnostische Bildqualität auf der Höhe von C7 mit 40 mA.....	57

6.2. Tabellen

Tabelle 1: Schweregrade der „Quebec Task Force“ WAD.....	22
Tabelle 2: Schweregrade nach Erdmann.....	22
Tabelle 3: CT-Parameter der Phantomstudie	34
Tabelle 4: CT-Parameter der Patientenstudie	36
Tabelle 5: Semiquantitative Skala zur Beurteilung der Bildqualität.	38
Tabelle 6: CTDIvol der Phantomstudie.	42
Tabelle 7: Beurteilung der Hochkontrastauflösung der Phantomstudie	43

Tabelle 8: Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Spannweite des CTDIvol der Patientenstudie.....	44
Tabelle 9: Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Spannweite der Effektivdosis der Patientenstudie.....	45
Tabelle 10: Mittelwerte, Standardabweichung (SD) und Spannweite des DLP der Patientenstudie.....	45
Tabelle 11: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C3 für die axialen Reformationen	46
Tabelle 12: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C3 für die sagittalen Reformationen	47
Tabelle 13: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C7 für die axialen Reformationen.	48
Tabelle 14: Darstellung der Mediane und Spannweiten der subjektiven Beurteilung aller Scanprotokolle der Patientenstudie auf der Höhe von C7 für die sagittalen Reformationen	48
Tabelle 15: Individuelle Daten der Patientenstudie, für die niedrigste applizierte Dosis mit noch diagnostischer Bildqualität.	52

7. Literaturverzeichnis

1. Radon J. On the Determination of Functions from Their Integral Values along Certain Manifolds. IEEE transactions on medical imaging. 1986;5(4):170-6.
2. Cormack AM. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. J Appl Phys. 1963;34.
3. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol. 1973;46(552):1016-22.
4. Hounsfield GN. The E.M.I. scanner. Proceedings of the Royal Society of London Series B, Containing papers of a Biological character Royal Society. 1977;195(1119):281-9.
5. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. Journal of nuclear medicine technology. 2007;35(3):115-28; quiz 29-30.
6. Galanski M PM. Ganzkörper-Computertomographie: Georg Thieme Verlag, Stuttgart; New York. 1998.
7. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology. 1990;176(1):181-3.
8. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Schaller S, Ohnesorge B. New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin. 2002;174(8):1022-7.
9. Ohnesorge B, Flohr T, Schaller S, Klingenbeck-Regn K, Becker C, Schopf UJ, et al. [The technical bases and uses of multi-slice CT]. Der Radiologe. 1999;39(11):923-31.
10. Prokop M. General principles of MDCT. European journal of radiology. 2003;45 Suppl 1:S4-10.
11. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Suss C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. European radiology. 2006;16(2):256-68.
12. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. European radiology. 2007;17(6):1510-7.
13. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. Med Phys. 1986;13(3):334-9.
14. Laghi A, Iannaccone R, Mangiapane F, Piacentini F, Iori S, Passariello R. Experimental colonic phantom for the evaluation of the optimal scanning technique for CT colonography using a multidetector spiral CT equipment. European radiology. 2003;13(3):459-66.
15. Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. Med Phys. 1996;23(12):1943-54.
16. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology. 2004;230(3):619-28.
17. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology. 2004;233(3):649-57.
18. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. Radiology. 2004;232(2):347-53.

19. Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med Phys.* 1999;26(11):2235-47.
20. Fritz-Niggli H. Strahlengefährdung/Strahlenschutz-Ein Leitfaden für die Praxis. Huber H, editor. Bern 1975.
21. Bischoff B, Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Martinoff S, Schomig A, et al. Impact of a reduced tube voltage on CT angiography and radiation dose: results of the PROTECTION I study. *JACC Cardiovascular imaging.* 2009;2(8):940-6.
22. Gillespy T, 3rd, Rowberg AH. Radiological images on personal computers: introduction and fundamental principles of digital images. *Journal of digital imaging.* 1993;6(2):81-7.
23. Ney DR, Fishman EK, Magid D, Robertson DD, Kawashima A. Three-dimensional volumetric display of CT data: effect of scan parameters upon image quality. *J Comput Assist Tomogr.* 1991;15(5):875-85.
24. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.* 2004;24(6):1679-91.
25. Joseph PM, Spital RD. A method for correcting bone induced artifacts in computed tomography scanners. *J Comput Assist Tomogr.* 1978;2(1):100-8.
26. ICRP. Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (wR). ICRP Publication 92. 2003.
27. Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN, Bruesewitz MR, McCollough CH. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.* 2008;28(1):245-53.
28. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys.* 1981;8(4):488-95.
29. Hounsfield GN. Nobel Award address. Computed medical imaging. *Med Phys.* 1980;7(4):283-90.
30. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 2007;357(22):2277-84.
31. Mettler FA, Jr., Thomadsen BR, Bhargavan M, Gilley DB, Gray JE, Lipoti JA, et al. Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. *Health Phys.* 2008;95(5):502-7.
32. Richards PJ, George J, Metelko M, Brown M. Spine computed tomography doses and cancer induction. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010;35(4):430-3.
33. Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol.* 2008;81(965):362-78.
34. Regulla DF, Eder H. Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe. *Radiat Prot Dosimetry.* 2005;114(1-3):11-25.
35. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, et al. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *European radiology.* 2003;13(8):1979-91.
36. Bailitz J, Starr F, Beecroft M, Bankoff J, Roberts R, Bokhari F, et al. CT should replace three-view radiographs as the initial screening test in patients at high, moderate, and low risk for blunt cervical spine injury: a prospective comparison. *J Trauma.* 2009;66(6):1605-9.
37. Antevil JL, Sise MJ, Sack DI, Kidder B, Hopper A, Brown CV. Spiral computed tomography for the initial evaluation of spine trauma: A new standard of care? *J Trauma.* 2006;61(2):382-7.

38. Broder J, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the adult emergency department, 2000-2005. *Emerg Radiol.* 2006;13(1):25-30.
39. Brown CV, Antevil JL, Sise MJ, Sack DI. Spiral computed tomography for the diagnosis of cervical, thoracic, and lumbar spine fractures: its time has come. *J Trauma.* 2005;58(5):890-5; discussion 5-6.
40. Daffner RH. Controversies in cervical spine imaging in trauma patients. *Semin Musculoskel R.* 2005;9(2):105-15.
41. Daffner RH. Cervical radiography for trauma patients: a time-effective technique? *AJR Am J Roentgenol.* 2000;175(5):1309-11.
42. Gale SC, Gracias VH, Reilly PM, Schwab CW. The inefficiency of plain radiography to evaluate the cervical spine after blunt trauma. *J Trauma.* 2005;59(5):1121-5.
43. Griffen MM, Frykberg ER, Kerwin AJ, Schinco MA, Tepas JJ, Rowe K, et al. Radiographic clearance of blunt cervical spine injury: plain radiograph or computed tomography scan? *J Trauma.* 2003;55(2):222-6; discussion 6-7.
44. Holmes JF, Akkinepalli R. Computed tomography versus plain radiography to screen for cervical spine injury: a meta-analysis. *J Trauma.* 2005;58(5):902-5.
45. Lewis JV. Radiological evaluation of blunt cervical spine injury. *South Med J.* 2009;102(8):780-1.
46. Sanchez B, Waxman K, Jones T, Conner S, Chung R, Becerra S. Cervical spine clearance in blunt trauma: evaluation of a computed tomography-based protocol. *J Trauma.* 2005;59(1):179-83.
47. Sciubba DM, Petteys RJ. Evaluation of blunt cervical spine injury. *South Med J.* 2009;102(8):823-8.
48. Singh Ranger G, Crinnon JN. "Radiographic clearance of blunt cervical spine injury: plain radiograph or computed tomography scan?", by Griffen MM, et al. *J Trauma.* 2004;56(2):457; author reply
49. Brohi K, Healy M, Fotheringham T, Chan O, Aylwin C, Whitley S, et al. Helical computed tomographic scanning for the evaluation of the cervical spine in the unconscious, intubated trauma patient. *J Trauma.* 2005;58(5):897-901.
50. Rieger M, Czermak B, El Attal R, Sumann G, Jaschke W, Freund M. Initial clinical experience with a 64-MDCT whole-body scanner in an emergency department: better time management and diagnostic quality? *J Trauma.* 2009;66(3):648-57.
51. Gralla J, Spycher F, Pignolet C, Ozdoba C, Vock P, Hoppe H. Evaluation of a 16-MDCT scanner in an emergency department: initial clinical experience and workflow analysis. *AJR Am J Roentgenol.* 2005;185(1):232-8.
52. Sierink JC, Saltzherr TP, Edwards MJ, Beuker BJ, Patka P, Goslings JC, et al. [Direct total body CT scan in multi-trauma patients]. *Nederlands tijdschrift voor geneeskunde.* 2012;156(30):A4897.
53. Sampson MA, Colquhoun KB, Hennessy NL. Computed tomography whole body imaging in multi-trauma: 7 years experience. *Clinical radiology.* 2006;61(4):365-9.
54. Davis JW, Phreaner DL, Hoyt DB, Mackersie RC. The etiology of missed cervical spine injuries. *J Trauma.* 1993;34(3):342-6.
55. Demetriades D, Charalambides K, Chahwan S, Hanpeter D, Alo K, Velmahos G, et al. Nonskeletal cervical spine injuries: epidemiology and diagnostic pitfalls. *J Trauma.* 2000;48(4):724-7.
56. Davenport M. Cervical Spine Fracture in Emergency Medicine. 2011.
57. Ivancic PC, Panjabi MM, Ito S. Cervical spine loads and intervertebral motions during whiplash. *Traffic injury prevention.* 2006;7(4):389-99.

58. Chiu WC, Haan JM, Cushing BM, Kramer ME, Scalea TM. Ligamentous injuries of the cervical spine in unreliable blunt trauma patients: incidence, evaluation, and outcome. *J Trauma*. 2001;50(3):457-63; discussion 64.
59. Fleck SK, Langner S, Baldauf J, Kirsch M, Rosenstengel C, Schroeder HW. Blunt craniocervical artery injury in cervical spine lesions: the value of CT angiography. *Acta neurochirurgica*. 2010;152(10):1679-86.
60. Spitzer WO, Skovron ML, Salmi LR, Cassidy JD, Duranceau J, Suissa S, et al. Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: redefining "whiplash" and its management. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995;20(8 Suppl):1S-73S.
61. Erdmann H. Schleudertrauma der Halswirbelsäule. Erkennung und Begutachtung. Hippokrates, Stuttgart. 1973.
62. Delank HW. Das Schleudertrauma der HWS - Eine neurologische Standortsuche. Unfallchirurg. 1988.
63. Carroll LJ, Cassidy JD, Cote P. Frequency, timing, and course of depressive symptomatology after whiplash. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006;31(16):E551-6.
64. Endo K, Ichimaru K, Komagata M, Yamamoto K. Cervical vertigo and dizziness after whiplash injury. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2006;15(6):886-90.
65. Holm LW, Carroll LJ, Cassidy JD, Skillgate E, Ahlbom A. Widespread pain following whiplash-associated disorders: incidence, course, and risk factors. *The Journal of rheumatology*. 2007;34(1):193-200.
66. Sjostrom H, Allum JH, Carpenter MG, Adkin AL, Honegger F, Ettlin T. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests in patients with chronic whiplash injury symptoms. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(15):1725-34.
67. Radanov BP, Sturzenegger M, Di Stefano G. Long-term outcome after whiplash injury. A 2-year follow-up considering features of injury mechanism and somatic, radiologic, and psychosocial findings. *Medicine*. 1995;74(5):281-97.
68. Stiell IG, Wells GA, Vandemheen KL, Clement CM, Lesiuk H, De Maio VJ, et al. The Canadian C-spine rule for radiography in alert and stable trauma patients. *JAMA*. 2001;286(15):1841-8.
69. Hoffman JR, Mower WR, Wolfson AB, Todd KH, Zucker MI. Validity of a set of clinical criteria to rule out injury to the cervical spine in patients with blunt trauma. National Emergency X-Radiography Utilization Study Group. *N Engl J Med*. 2000;343(2):94-9.
70. Fishman EK. Spiral CT: applications in the emergency patient. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 1996;16(4):943-8.
71. Ebell MH. Computed tomography after minor head injury. *American family physician*. 2006;73(12):2205-7.
72. Stiell IG, Clement CM, McKnight RD, Brison R, Schull MJ, Rowe BH, et al. The Canadian C-spine rule versus the NEXUS low-risk criteria in patients with trauma. *N Engl J Med*. 2003;349(26):2510-8.
73. Duane TM, Wilson SP, Mayglothling J, Wolfe LG, Aboutanos MB, Whelan JF, et al. Canadian Cervical Spine rule compared with computed tomography: a prospective analysis. *J Trauma*. 2011;71(2):352-5; discussion 5-7.
74. Duane TM, Mayglothling J, Wilson SP, Wolfe LG, Aboutanos MB, Whelan JF, et al. National Emergency X-Radiography Utilization Study criteria is inadequate to rule out fracture after significant blunt trauma compared with computed tomography. *J Trauma*. 2011;70(4):829-31.

75. www.acr.org. American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria: Suspected Spine Trauma [updated 2012].
76. Como JJ, Diaz JJ, Dunham CM, Chiu WC, Duane TM, Capella JM, et al. Practice management guidelines for identification of cervical spine injuries following trauma: update from the eastern association for the surgery of trauma practice management guidelines committee. *J Trauma*. 2009;67(3):651-9.
77. Cohnen M, Poll LJ, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Modder U. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT scanning. *European radiology*. 2003;13(5):1148-53.
78. Ardley ND, Lau KK, Buchan K. Radiation dose reduction using a neck detection algorithm for single spiral brain and cervical spine CT acquisition in the trauma setting. *Emerg Radiol*. 2013;20(6):493-7.
79. Kofi Ofori SWG, Emmanuel Akrobortu. Estimation of adult patient doses for selected X-ray diagnostic examinations. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*. 2014;7(4).
80. Diaz JJ, Jr., Aulino JM, Collier B, Roman C, May AK, Miller RS, et al. The early work-up for isolated ligamentous injury of the cervical spine: does computed tomography scan have a role? *J Trauma*. 2005;59(4):897-903; discussion -4.
81. Menaker J, Philp A, Boswell S, Scalea TM. Computed tomography alone for cervical spine clearance in the unreliable patient--are we there yet? *J Trauma*. 2008;64(4):898-903; discussion -4.
82. Stelfox HT, Velmahos GC, Gettings E, Bigatello LM, Schmidt U. Computed tomography for early and safe discontinuation of cervical spine immobilization in obtunded multiply injured patients. *J Trauma*. 2007;63(3):630-6.
83. Hogan GJ, Mirvis SE, Shanmuganathan K, Scalea TM. Exclusion of unstable cervical spine injury in obtunded patients with blunt trauma: is MR imaging needed when multi-detector row CT findings are normal? *Radiology*. 2005;237(1):106-13.
84. Fassett DR, Dailey AT, Vaccaro AR. Vertebral artery injuries associated with cervical spine injuries: a review of the literature. *Journal of spinal disorders & techniques*. 2008;21(4):252-8.
85. Quencer RM. Advances in imaging of spinal cord injury: implications for treatment and patient evaluation. *Progress in brain research*. 2002;137:3-8.
86. Schnabel M. Diagnostik und Therapie akuter Beschwerden nach „HWS-Distorsion“ in Deutschland. *Der Unfallchirurg*. 2004;107(4):300-6.
87. Teasell RW, McClure JA, Walton D, Pretty J, Salter K, Meyer M, et al. A research synthesis of therapeutic interventions for whiplash-associated disorder (WAD): part 2 - interventions for acute WAD. *Pain research & management : the journal of the Canadian Pain Society = journal de la societe canadienne pour le traitement de la douleur*. 2010;15(5):295-304.
88. Rosenfeld M, Gunnarsson R, Borenstein P. Early intervention in whiplash-associated disorders: a comparison of two treatment protocols. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000;25(14):1782-7.
89. Grifka J. Injection therapy in cervical syndroms. *Der Orthopäde*. 1996.
90. Bohlman HH. Acute fractures and dislocations of the cervical spine. An analysis of three hundred hospitalized patients and review of the literature. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1979;61(8):1119-42.
91. Catphan@500 and 600 Manual [Internet]. Available from: <http://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/FYS4760/h07/Catphan500-600manual.pdf>.
92. Bongartz G. European Guidelines On Quality Criteria For Computed Tomography. Available from: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/htmlindex.htm>.

93. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology*. 2000;217(2):430-5.
94. Carucci LR. Imaging obese patients: problems and solutions. *Abdominal imaging*. 2013;38(4):630-46.
95. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology*. 2005;235(3):756-73.
96. Griffith B, Bolton C, Goyal N, Brown ML, Jain R. Screening cervical spine CT in a level I trauma center: overutilization? *AJR Am J Roentgenol*. 2011;197(2):463-7.
97. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology*. 2005;237(1):213-23.
98. Zarb F, Rainford L, McEntee MF. AP diameter shows the strongest correlation with CTDI and DLP in abdominal and chest CT. *Radiat Prot Dosimetry*. 2010;140(3):266-73.
99. Wirth S, Meindl T, Treitl M, Pfeifer KJ, Reiser M. Comparison of different patient positioning strategies to minimize shoulder girdle artifacts in head and neck CT. *European radiology*. 2006;16(8):1757-62.
100. Kane AG, Reilly KC, Murphy TF. Swimmer's CT: improved imaging of the lower neck and thoracic inlet. *AJNR American journal of neuroradiology*. 2004;25(5):859-62.
101. Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys*. 1999;26(11):2248-53.
102. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kotter R, Modder U. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: Relationship between image quality and dose reduction. *Am J Neuroradiol*. 2000;21(9):1654-60.

8. Danksagungen

Ich möchte mich gerne bei allen bedanken, die mir bei der Entstehung dieser Arbeit geholfen haben. Ich danke meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Ulrich Linsenmaier für die Überlassung dieses Themas. Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, Direktor des Instituts für Radiologische Diagnostik am Klinikum der Universität München, danke ich für die Möglichkeit, dass ich die Arbeit an diesem Institut durchführen konnte. Außerdem möchte ich mich bei meiner Betreuerin Frau Dr. Szusanna Deák bedanken. Ebenso bedanke ich mich bei den Mitarbeitern der Rechtsmedizin und bei den medizinisch-technischen AssistentInnen für die gemeinsame Durchführung der virtuellen Autopsie. Zuletzt möchte ich gerne Herrn Friedrich Müller für das Lektorat danken.

Eidesstattliche Versicherung

Brummund, Lindis

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Untersuchungen zum dosisneutralen Ersatz der Projektionsradiographie (CR) in der
Bildgebung der HWS durch Niedrigdosis Multidetektor-Computertomographie (MDCT) - eine
experimentelle Studie

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und
alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als
solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle
einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in
ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades
eingereicht wurde.

München, 12.02.2017

Brummund

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand